



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

## VYUŽITÍ PROGRAMU RETOMO PRO TVORBU VÝPOČTOVÝCH MODELŮ V BIOMECHANICE

USE OF RETOMO SOFTWARE FOR COMPUTATIONAL MODELING IN BIOMECHANICS

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Alena Filková

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2020

# Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky  
Studentka: **Alena Filková**  
Studijní program: Strojírenství  
Studijní obor: Základy strojního inženýrství  
Vedoucí práce: **Ing. Petr Marcián, Ph.D.**  
Akademický rok: 2019/20

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

## Využití programu Retomo pro tvorbu výpočtových modelů v biomechanice

### Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Řešení problémů z oblasti svalově kosterní biomechaniky se řeší nejčastěji výpočtovým modelováním pomocí metody konečných prvků. Vstupní data pro tvorbu výpočtových modelů jsou ze zobrazovacích zařízení, v současné době nejrozšířenější jsou data z CT. Pro vytvoření modelu geometrie pomocí CT existuje řada komerčních i volně dostupných programů. Na UMTMB byl získán k tomuto účelu program Retomo od firmy BETA CAE Systems. Cílem práce je seznámit se s programem Retomo a vytvořit model geometrie a následně výpočtový model a provést jeho řešení.

### Cíle bakalářské práce:

1. Rešerše programů sloužících pro tvorbu modelů geometrie z CT dat v biomechanice.
2. Popis prostředí a vybraných funkcí programu Retomo.
3. Tvorba modelu geometrie z CT dat v programu Retomo.
4. Tvorba výpočtového modelu.

### Seznam doporučené literatury:

RETOMO [online]. [cit. 2019-21-10]. Dostupné z: <https://www.beta-cae.com/retomo.htm>

MARCIÁN, Petr. Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 145 s. Vedoucí disertační práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

NEČAS, David. Deformačně napěťová analýza stehenní kosti s využitím dat z počítačové tomografie. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 96 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Vosynek.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2019/20

V Brně, dne

L. S.

---

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
ředitel ústavu

---

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.  
děkan fakulty

## **ABSTRAKT**

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou svalově kosterní biomechaniky. Přesněji tvorbou modelu geometrie vycházejícího z CT dat pomocí programu RETOMO a následně výpočtového modelu. Úvodní část je věnována stručnému vysvětlení pojmů výpočetní tomografie a metody konečných prvků. V následující kapitole je vypracovaná rešerše programů sloužících pro tvorbu modelů geometrie z CT dat v biomechanice. Dále se práce zabývá popisem vybraných funkcionalit a uživatelského prostředí programu RETOMO, přičemž je kladen největší důraz na tvorbu modelu geometrie z CT dat. Při realizaci bakalářské práce byly v analyzovaném programu vytvořeny dva modely geometrie, a to pomocí odlišných funkcí segmentace, které byly následně navzájem porovnány a poté porovnány i s modelem geometrie vytvořeném v jiném programu. K porovnání odchylek geometrie jednotlivých modelů byl využit program GOM Inspect. Nakonec byly vytvořeny výpočtové modely za pomoci programu CATIA a následně provedena deformační a napěťová analýza pomocí programu ANSYS. Výsledky jednotlivých řešení byly navzájem analyzovány, porovnány a vyhodnoceny.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

RETOMO, Biomechanika, výpočtové modelování, CT, model geometrie

## **ABSTRACT**

This bachelor thesis deals with the issue of musculoskeletal biomechanics. More precisely, of creating a geometry model based on CT data using the RETOMO program and then a computational model. The introductory part is devoted to a brief explanation of the concepts of computed tomography and finite element methods. The following chapter provides a search of programs used to create models of geometry from CT data in biomechanics. Furthermore, the work deals with the description of selected functionalities and user environment of the RETOMO program, with the greatest emphasis on the creation of a geometry model from CT data. During the implementation of the bachelor's thesis, two models of geometry were created in the analysed program, using different segmentation functions, which were then compared with each other and then compared with a model of geometry created in another program. The GOM Inspect program was used to compare the geometry deviations of individual models. Finally, computational models were created using the CATIA program and then deformation and stress analysis was performed using the ANSYS program. The results of individual solutions were analysed, compared and evaluated.

## **KEY WORDS**

RETOMO, Biomechanics, computational modelling, CT, geometry model

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

FILKOVÁ, Alena. *Využití programu Retomo pro tvorbu výpočtových modelů v biomechanice*. Brno, 2020. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/124450>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Petr Marcián.

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením pana Ing. Petra Marciána, Ph.D, s použitím odborné literatury a pramenů uvedených v seznamu použitých zdrojů.

V Brně dne: 19.6.2020

-----  
Alena Filková

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Petru Marciánovi, Ph.D za jeho cenné rady, připomínky, ochotu a čas, který mi při vypracovávání této práce věnoval. Velký dík patří i mé rodině a přátelům, kteří mi byli oporou po celou dobu studia.

## Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod .....</b>	<b>10</b>
1.1	Výpočetní tomografie .....	10
1.2	Metoda konečných prvků .....	11
<b>2</b>	<b>Popis problémové situace.....</b>	<b>12</b>
<b>3</b>	<b>Cíle práce .....</b>	<b>12</b>
<b>4</b>	<b>Rešerše programů používaných v biomechanice k tvorbě modelů geometrie .....</b>	<b>13</b>
4.1	3D Slicer .....	13
4.2	Materialise Mimics .....	14
4.3	Amira .....	15
4.4	Simpleware.....	16
4.5	3D DOCTOR .....	17
4.6	STL Model Creator .....	18
<b>5</b>	<b>Retomo .....</b>	<b>20</b>
5.1	BETA CAE Systems .....	20
5.2	Popis programu .....	20
5.3	Popis uživatelského prostředí a podstatných funkcí programu.....	21
5.3.1	Pracovní plocha.....	21
5.3.2	Item Browser .....	22
5.3.3	View .....	22
5.3.4	Image .....	23
5.3.5	Bounds .....	24
5.3.6	Output.....	24
<b>6</b>	<b>Tvorba modelu geometrie z CT dat v programu RETOMO.....</b>	<b>25</b>
6.1	Nahrání dat (import).....	25
6.2	Výběr požadované oblasti zájmu .....	25
6.3	Segmentace .....	26
6.3.1	Automatická segmentace.....	26
6.3.2	Manuální segmentace .....	27
6.3.3	Segmentace pomocí umělé inteligence .....	30
6.4	Dodatečné úpravy.....	34
6.4.1	Islands .....	34
6.4.2	Morphological filtering.....	35
6.5	Generování povrchové sítě modelu .....	36
<b>7</b>	<b>Analýza odchylek modelů geometrie v programu GOM Inspect .....</b>	<b>38</b>
<b>8</b>	<b>Příprava modelu geometrie k tvorbě výpočtového modelu.....</b>	<b>41</b>
<b>9</b>	<b>Výpočtové modelování.....</b>	<b>42</b>



9.1	Model vazeb - okrajové podmínky .....	42
9.2	Materiálové charakteristiky .....	42
<b>10</b>	<b>Srovnávací deformačně-napěťová analýza.....</b>	<b>43</b>
10.1	Posuvy ve směru osy z.....	43
10.2	Redukované přetvoření (von Mises) .....	46
<b>11</b>	<b>Závěr.....</b>	<b>49</b>
<b>12</b>	<b>Seznam použitých zdrojů.....</b>	<b>51</b>
<b>13</b>	<b>Seznam obrázků .....</b>	<b>53</b>

# 1 Úvod

Díky neustálému vědecko-technickému pokroku máme v současnosti mnoho možností, jak přistupovat k řešení zdravotních či technických problémů. Jedním z příkladů je v druhé polovině 20. století, krátce po vzniku prvních počítačů, rozvoj zobrazovacích zařízení výpočetní tomografie a magnetické rezonance, které se v dnešní době řadí mezi standardní vyšetření. Výstupem z tohoto zařízení jsou obrazová data vnitřních struktur snímaného objektu. Tyto snímky v podobě obrazových dat lze dále programově na počítačích zpracovávat a analyzovat. V současné době je možné díky těmto technologiím vytvořit 3D rekonstrukci objektu případně jeho 3D model geometrie. Jednou z mnoha využití těchto 3D geometrií je také v oblasti biomechaniky při řešení klinických problémů pomocí výpočtového modelování.

Programů sloužících k tvorbě 3D modelů geometrie z obrazových dat je v současné době celá řada. Jedním z novějších softwarů, který vydala v roce 2017 firma BETA CAE Systems, a který je v posledním roce k dispozici na Ústavu mechaniky tělech, mechatroniky a biomechaniky (UMTMB) je program RETOMO. V předložené práci je tento program detailně popsán včetně jeho funkcí a modulů, které usnadňují tvorbu 3D modelu geometrie.

## 1.1 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie (Computed Tomography, CT) je zobrazovací metoda, která umožňuje neinvazivní zobrazení vnitřních orgánů a tkání člověka za použití rentgenového záření [2]. Touto metodou je možné zobrazit a rozlišit i málo kontrastní měkké tkáně, avšak lze diagnostikovat jen takové patologické procesy, které se při prostém vyšetření liší svou denzitou okolí [2].

Přístroj pro výpočetní tomografii se nazývá tomograf (Obrázek 1). Skládá se z gantry (vyšetřovací tunel), který obsahuje rentgenky a detektory, a z vyšetřovacího stolu [29]. Rentgenový paprsek vniká do těla pacienta, částečně se absorbuje a detektory zaznamenají míru zeslabení záření [3],[4],[5]. Počítač zpracuje údaje vzniklé pomocí postupného posouvání a otáčení celé soustavy o určitý úhel a následně zobrazí tomogram, který je obrazem hodnot absorpčních koeficientů [3],[4],[5]. Výsledkem řešení je přiřazení skutečného koeficientu absorpce každému voxelu [3],[4],[5].

V oblasti biomechaniky se využívá obrazového výstupu pro modelování geometrie vyšetřovaného objektu. Díky dobré rozlišitelnosti tkání je pro každého vyšetřovaného jednotlivce vytvářen dostačující individuální 3D model. Tento model má v současné medicíně mnohá využití, přičemž v případě biomechaniky lze tento model s výhodou využít například pro tvorbu kloubních náhrad, protéz, implantátů a tak dále.



Obrázek 1: Tomograf [6]

## 1.2 Metoda konečných prvků

MKP (Metoda konečných prvků) je variační metoda sloužící pro řešení úloh, které jsou popsány diferenciálními, integro-diferenciálními a integrálními rovnicemi [1]. Je to jedna z nejefektivnějších numerických metod pro řešení technických úloh, která však vede pouze k přibližnému řešení [1]. Její princip spočívá v diskretizaci spojitého kontinua do konečného počtu prvků a je založena na principu minimalizace celkové potencionální energie, takzvaného funkcionalu [1]. Rovnice (1) se nazývá základní rovnice MKP, ve které  $[K]$  je matice tuhosti,  $\{\Delta\}$  je sloupcová matice neznámých parametrů a  $\{F\}$  je sloupcová matice zatížení [1].

$$[K] \cdot \{\Delta\} = \{F\} \quad (1)$$

Pomocí MKP je možné výpočetně řešit velmi složité geometrické tvary mechanicky namáhaných soustav, což v oblasti mechaniky nám přináší nenahraditelný výpočetní nástroj. Umožňuje optimalizaci řešené soustavy, a to ať na minimalizaci její hmotnosti či jiných mechanických vlastností, která by byla v podstatě neřešitelná klasickými analytickými metodami. Metoda vede k řešení soustavy mnoha rovnic, proto se k řešení využívají výpočetní programy, jako je například program ANSYS® Academic Research Mechanical, Release 18.1 (Swanson Analysis, Inc. Houston, PA, USA)

## 2 Popis problémové situace

K řešení problémů z oblasti svalově kosterní biomechaniky se v současnosti velice často přistupuje pomocí výpočtového modelování s využitím metody konečných prvků. In silico (pojem označující řešení problému za pomoci počítačové simulace) aplikace jsou nástrojem k pomoci a vylepšení dosavadní medicíny. Vstupní data pro tvorbu výpočtových modelů a modelů geometrie jsou získávány ze zobrazovacích zařízení. Tyto zařízení jsou například magnetická rezonance, ultrazvukové snímky a nejčastěji výpočetní tomografie. Pro vytvoření modelu geometrie z CT dat existuje řada komerčních i volně dostupných programů, které s těmito daty pracují dál. Na UMTMB byl právě k tomuto účelu získán program RETOMO od firmy BETA CAE Systems. Ukázka tvorby modelu geometrie a následně výpočtového modelu stehenní kosti v tomto programu představuje problém, který bude v této práci řešen. Zpracování CT snímků jejich segmentace využití různých algoritmů v tomto programu umožňuje vytvořit ze stejné série CT snímků různé geometrie, které ovlivní deformační a napěťové stavy mechanicky namáhané stehenní kosti.

## 3 Cíle práce

Rešerše programů sloužících pro tvorbu modelů geometrie z CT dat v biomechanice.

Popis prostředí a vybraných funkcí programu RETOMO.

Tvorba modelu geometrie z CT dat v programu RETOMO s využitím různých přístupů.

Tvorba výpočtového modelu.

Srovnání 3D geometrie stehenní kosti vytvořené z CT snímků pomocí různých modulů a funkcí v programu RETOMO.

Provedení srovnávací deformačně napěťové analýzy pro různé modely geometrie stehenní kosti vytvořené ze stejné série CT dat.

## 4 Rešerše programů používaných v biomechanice k tvorbě modelů geometrie

V současné době je k vytváření modelu geometrie v oblasti biomechaniky využíváno několik programů. Mezi významné lze řadit programy 3D Slicer, Materialise Mimics, Amira, Simpleware, 3D DOCTOR a STL Model Creator.

### 4.1 3D Slicer

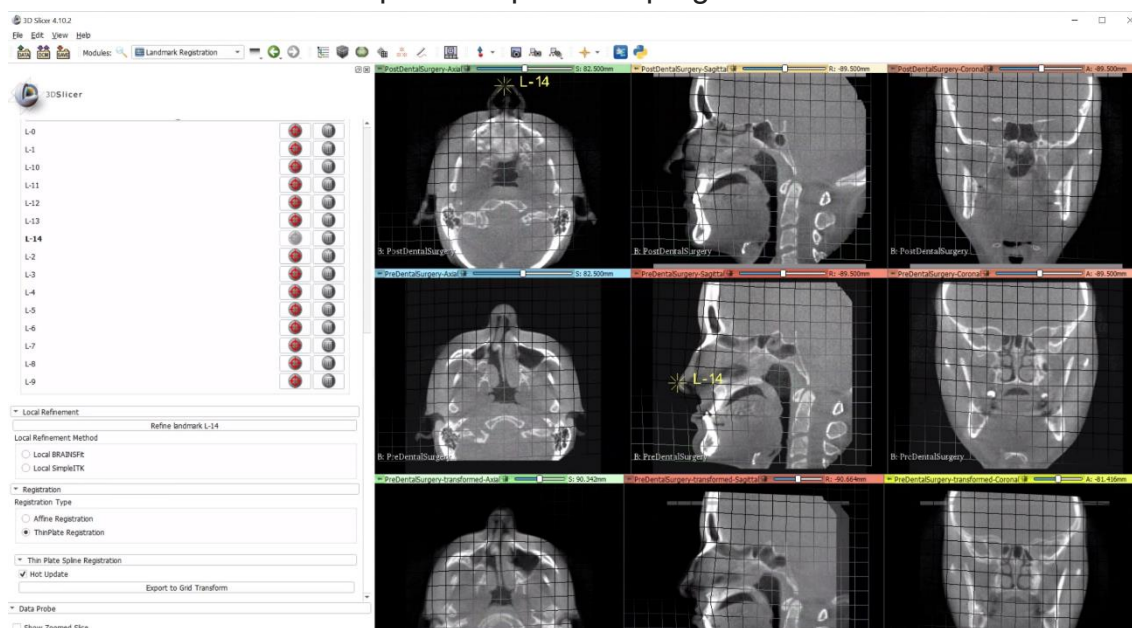
3D Slicer je volně dostupný a bezplatný program od společnosti The Slicer Community [7]. Licence nemá žádné omezení, avšak program nebyl schválen pro použití v klinickém výzkumu [7]. Slouží k vědecké vizualizaci a obrazovému zpracování. Používá se v mnoha lékařských aplikacích, jako jsou například zjištění a léčení nemocí jako je rakovina, autismus, roztroušená skleróza, nebo v odvětví neurochirurgie [9].

Program pracuje se soubory DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) a s řadou dalších formátů [7]. Podporuje různé zobrazovací metody, jako je například magnetická rezonance, výpočetní tomografie a ultrazvukové snímky [7].

3D slicer umožňuje k obecně poskytovaným funkcím ještě rozšíření o další funkce, které jsou pro uživatele užitečné [7]. Mezi jeho schopnosti patří automatická segmentace, manuální úpravy, analýza a vizualizace dat a interaktivní vizualizace objemových prvků (voxelů) [10]. Program také obsahuje dlouhou řadu nástrojů, které jsou seskupeny podle typu funkce, kterou poskytují. Jsou to například skupiny „Segmentation“ – sekce s různými možnostmi segmentace objektů, „Quantification“ – skupina funkcí s matematickými informacemi, „Diffusion“ – zde patří moduly pro zpracování vyšetření magnetickou rezonancí, nebo také skupina nástrojů „Surface Models“ pro tvorbu 3D povrchu plošného modelu [8].

Programem podporované operační systémy jsou Linux, macOS a Windows avšak pouze s 64-bitovým systémem [7]. Doporučená paměť na pevném disku je 8 GB a více [7]. Grafická karta by měla obsahovat alespoň 1GB RAM [7].

Na Obrázku 2 lze vidět pracovní prostředí programu 3D Slicer.



Obrázek 2: Pracovní prostředí programu 3D Slicer [11]

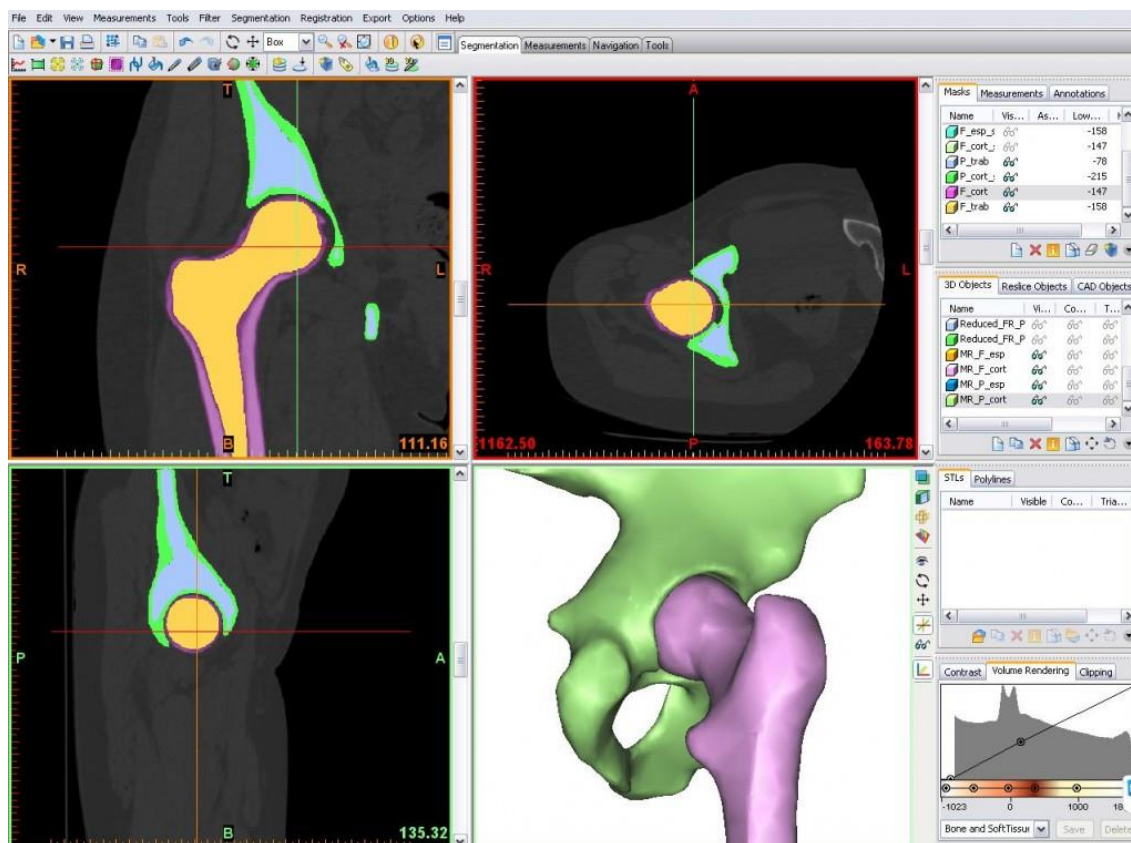
## 4.2 Materialise Mimics

Materialise Mimics, vyvinutý komerční společností Materialise NV, je program pro zpracování obrazu pro 3D návrh a modelování. Mimics je zkratka pro Materialise Interactive Medical Image Control Systém [12]. Materialise Mimics je komerčně dostupný jako součást sady Materialise Mimics Innovation Suite, která také obsahuje program Materialise 3-matic, návrhový software k provádění úprav designu pro anatomická data [12]. Aktuální verze programu je Materialise Mimics Medical 22.0, která byla uvedena v roce 2019 spolu s verzí programu Materialise 3-matic Medical 14.0 [12].

Program zpracovává data počítačové tomografie, mikro CT, magnetické rezonance, konfokální mikroskopie, rentgenu a ultrazvuku [15]. 3D plošný povrchový model je vytvořen procesem segmentace pomocí upraveného algoritmu povrchových krychlí, který zohledňuje účinek efektu částečného objemu (partial volume effect), což vede ke kvalitnějším výsledkům [15]. Výsledné soubory jsou vytvořeny ve formátu STL (Stereolitografie) [15]. Mimics pracuje s daty DICOM. Z těchto dat jsou zobrazeny tři různé pohledy: koronální, axiální a sagitální [13]. Další okno, v prostředí Mimics, je k dispozici pro zobrazení 3D objektů [13]. Na obrázku 3 je zobrazeno pracovní prostředí programu Mimics.

Mezi inovace jeho nové verze patří například funkce „Split Mask“, díky které je možné snadno a rychle rozdělit model na více částí [14]. Například rozdělení kostí spodní končetiny na kost pánevní, česku, kost stehenní, kost holenní a kost lýtkovou. Mimics dokáže vyplnit otvory, respektive chyby v modelu i přesto, že nejsou geometricky zcela uzavřené [14]. Také je zde možnost nastavení časové frekvence automatického ukládání. V Mimics lze pracovat pomocí klávesových zkratk, které jsou uvedeny v uživatelské příručce [12]. Program také obsahuje funkci „MyTab“, která umožňuje uživateli vybrat a uspořádat nástroje do panelu nástrojů [14].

Minimální požadovaný operační systém pro Mimics je 64bitový Windows 7, ale doporučuje se verze Windows 10 [10]. Doporučená operační paměť je 16 GB, a procesor Intel Core i5/i7 [12]. Minimální volná paměť na pevném disku je 5 GB [12]. Podporovaná grafická karta je NVIDIA GeForce nebo AMD, v souladu s DirectX 11.0 [12]. Grafická karta musí obsahovat minimálně 1 GB RAM s podporou minimálního rozlišení 1280x1024 [12]. Po sedmi letech od vydání dané verze programu není garantovaná softwarová podpora [12]. Mimics Medical 22.0 je kompatibilní s verzemi Mimics 14.0 a novějšími, starší verze už nejsou podporovány [12].



Obrázek 3: Pracovní prostředí programu Mimics [13]

### 4.3 Amira

Amira je softwarová platforma pro vědeckou vizualizaci, zpracování a analýzu obrazových dat. Je vyvíjena společností Thermo Fisher Scientific ve spolupráci s institutem Zuse Institute Berlin [16]. Jako komerční produkt vyžaduje Amira nákup licence, avšak k dispozici je plně funkční časově omezená zkušební verze zdarma [16].

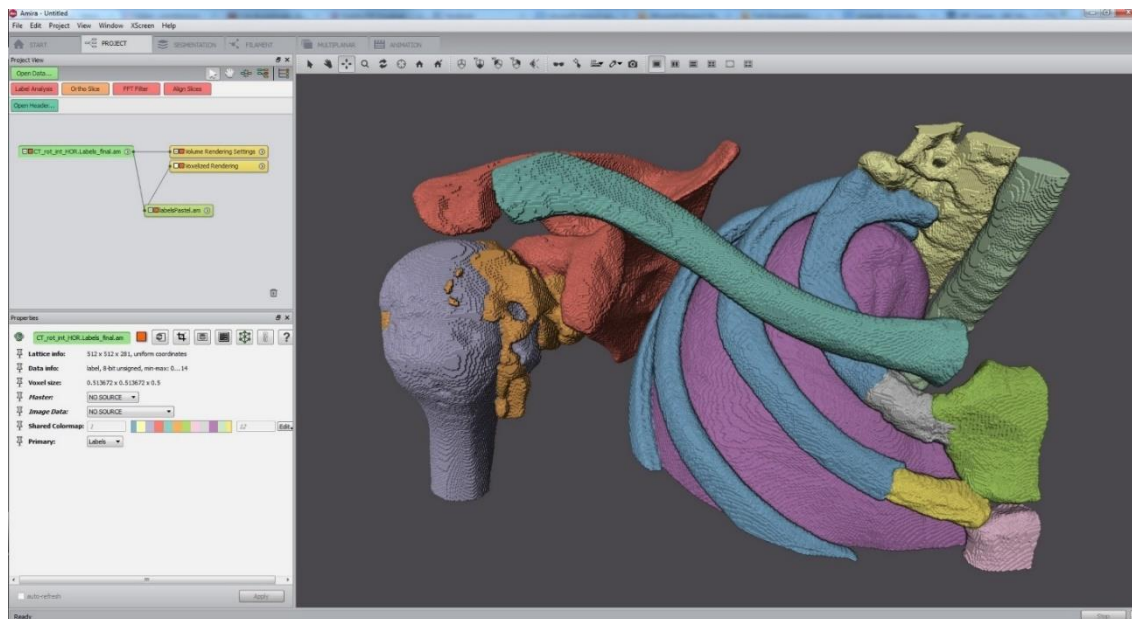
Program zpracovává data jak CT, tak z mikro CT, ultrazvuku, pozitronové emisní tomografie, a dalších [17]. Využití nalezne v mnoha oborech, jako jsou například mikroskopie, materiálové vědy, molekulární biologie, tkáňová biologie, neurovědy a výzkum mozku, kvantová fyzika, výpočetní dynamika tekutin či astrofyzika a stomatologie [17].

Amira obsahuje sadu nástrojů pro segmentaci obrazu a rekonstrukci geometrie pomocí automatických, poloautomatických a manuálních nástrojů. Segmentace pak může být využita pro řadu operací, jako jsou objemová, hustotní a tvarová analýza, generování 3D počítačových modelů pro vizualizaci, numerické simulace, nebo 3D tisk [17]. Dalšími funkcemi jsou například separace a analýza buněk, skeletonizace, sledování vláken z difuzního tenzoru, generování povrchového modelu geometrie a Stereoskopické vykreslování 3D dat na více obrazovkách a v prostředích virtuální reality [17]. Na obrázku 4 je zobrazeno pracovní prostředí systému Amira.

Podporované operační systémy jsou Linux x86\_64 (64bitový), Windows 8/10 (64bitový) a mac OS X [16]. Software Amira by měl běžet na jakémkoli grafickém systému (včetně GPU a jeho ovladače), který poskytuje úplnou implementaci OpenGL



2.1 nebo vyšší [16]. Na grafické kartě se doporučuje minimálně 1 GB RAM. Doporučené je však použití profesionální grafické karty NVIDIA Quadro nebo AMD FirePro [16].



Obrázek 4: Pracovní prostředí programu Amira [18]

## 4.4 Simpleware

Simpleware je program od společnosti Synopsys pro zpracování 3D obrazových dat. Jeho nejnovější verze Simpleware P-2019.09. je vyvinutá za účelem vizualizace, analýzy, kvantifikace, segmentace a exportu 3D obrazových dat z magnetické rezonance, počítačové tomografie, mikroCT, a dalších [19]. Exportuje modely vhodné pro CAE (computer-aided engineering) aplikace a také pro 3D tisk [19].

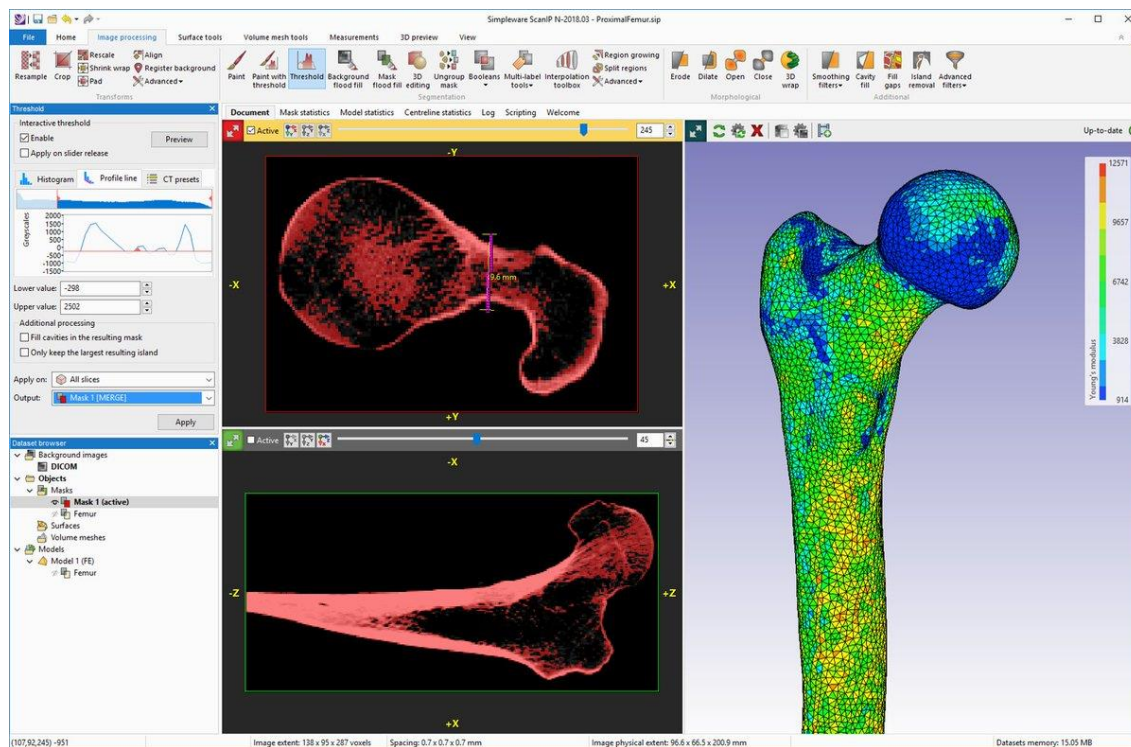
Mezi oblast použití programu patří biologické vědy. Různé tkáně, kosti a další části těla lze identifikovat a vizualizovat pomocí škály nástrojů pro segmentaci a tvorbu povrchového modelu geometrie [19]. K dispozici je také možnost integrace dat z CAD programů a obrazových dat, což umožňuje provádět výzkum o tom, jak implantáty navržené v CAD softwarech geometricky odpovídají lidskému tělu [19]. Aplikace programu zahrnují například výzkum polohy implantátu, statistickou analýzu tvaru, a výpočetní analýzu dynamiky tekutin v krevním oběhu ve vaskulárních sítích [19]. Další oblast využití je například zdravotnický prostředek Simpleware ScanIP Medical, který je určen pro klinické využití. Slouží jako předoperační program pro simulaci a vyhodnocení eventuality chirurgické léčby nebo jako možnost pro přenos obrazových dat z lékařského skeneru [19]. Simpleware se používá také v oblastech jako jsou přírodní vědy, včetně paleontologie a funkční morfologie, materiálové vědy, petrofyzika nebo reverzní inženýrství [19]. Program umožňuje také tvorbu STL plošných modelů, které zaručují shodné rozhraní pro 3D tisk a generování modelů pro řešení pomocí metody konečných prvků [19].

V nové verzi programu je možnost vytvoření vlastní karty „My Tools“ pro často používané nástroje, které budou přístupné na jednom požadovaném místě [19]. Obsahuje také dynamický pruh 2D měřítka pro lepší orientaci uživatele [19]. Nástroj separace materiálu je zjednodušen tím, že uživatel může označovat části, které chce



oddělit, přímo v 3D pohledu [19]. Pracovní prostředí programu Simpleware je zobrazeno na obrázku 5.

Podporované operační systémy jsou 64bitový systém Windows 7/10, 64bitový Linux (RHEL) [19]. Operační paměť RAM by měla být minimálně 16 GB. Volné místo na pevném disku 100 GB a rozlišení obrazovky minimálně 1920x1080 [19]. Podporované grafické karty jsou ty, které jsou kompatibilní s protokolem OpenGL 3.2, či osazené v pracovních stanicích s VRAM s 1024 MB [19].



Obrázek 5: Pracovní prostředí programu Simpleware[20]

## 4.5 3D DOCTOR

3D DOCTOR je partnerský produkt společnosti Dassault Systemes vyvinutý společností Able Software Corporation. Program slouží k vytváření 3D modelů polygonálních sítí z počítačové tomografie, magnetické rezonance, mikroskopie, nebo z jiných obrazových dat [21]. Byl vyvinut pro zpracování a analýzu 3D snímků, hranic objektů, a 3D modelů v snadno ovladatelném prostředí [22]. 3D DOCTOR provádí 3D segmentaci snímků, 3D modelování povrchu, objemové vykreslování, 3D zpracování snímků, automatické zarovnání, měření a mnoho dalších funkcí [22].

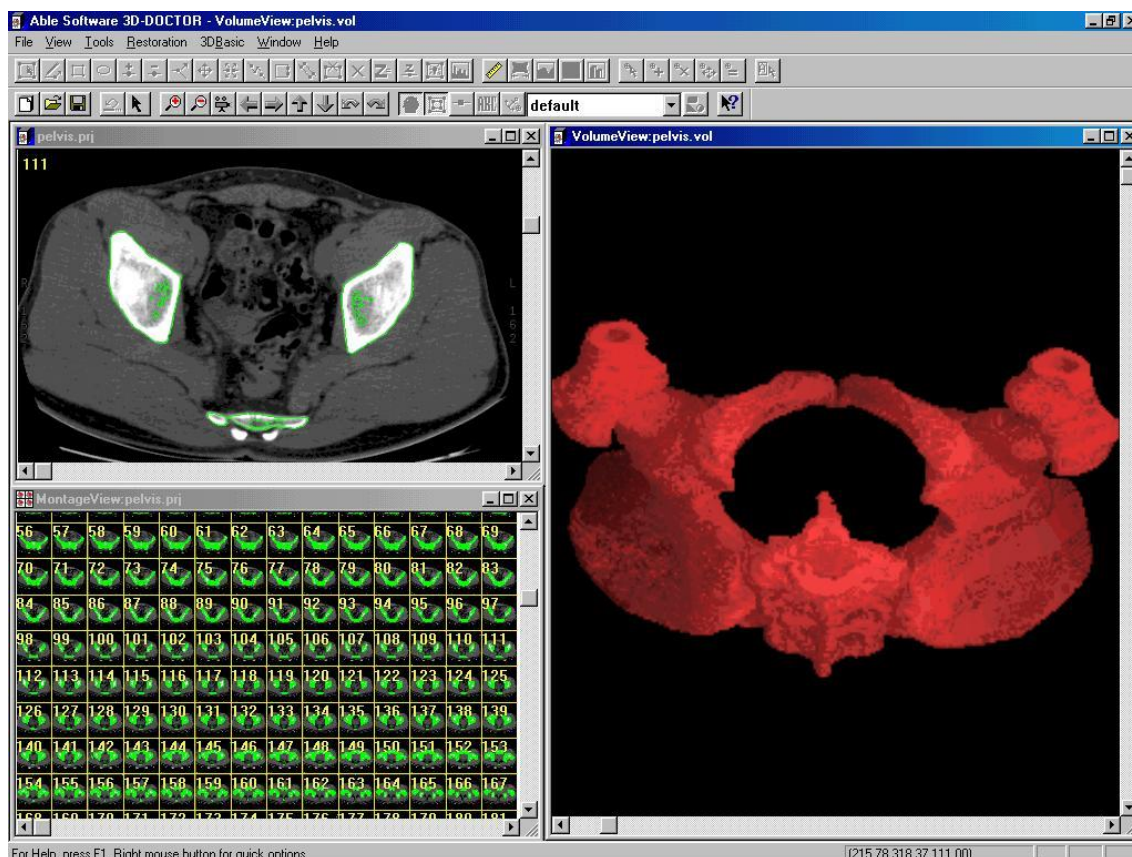
3D DOCTOR podporuje data ve stupních šedi i barevná data uložená ve formátech DICOM, TIFF, Interfile, GIF, JPEG, PNG, BMP, PGM, RAW nebo v jiných rastrových obrazových souborech [23]. Povrchové modely lze exportovat do STL, DXF, IGES, 3DS, OBJ, VRML, PLY, XYZ a dalších formátů pro chirurgické plánování, simulaci, kvantitativní analýzu a rychlé prototypové aplikace [23]. Program je snadno použitelný a dostupný za příznivou cenu [21].

Tento program poskytuje tři možnosti segmentace tkání. První funkce je plně automatická segmentace, u které stačí zadat pouze počet objektů [23]. Další funkce je poloautomatická interaktivní segmentace, při které se odhaduje optimální práh pomocí histogramu v daných rovinách [23]. Pomocí třetí funkce je objekt segmentován za

pomocí tréninkové oblasti, kdy lze jakákoli upravená oblast použít jako tréninková pro segmentaci všech tkání [23]. 3D DOCTOR nabízí sadu nástrojů pro výpočet 3D objemu a dalších měření, jako jsou například měření objemu a povrchové plochy daného objemu, oříznutí a vyjmutí části objektu nebo hustota pixelů [23]. Aby bylo umožněno uživateli provádět vlastní sofistikované úkoly v dávkovém režimu, byl vytvořen skriptovací jazyk 3DBasic [23]. Díky tomuto programovacímu jazyku lze vytvořit pomocné programy využívající funkce zpracování obrazu [23].

Podporovaný operační systém je 64bitový Windows 7/8/10 se systémovou operační pamětí více než 4 GB [23].

Na obrázku 6 je zobrazeno pracovní prostředí programu 3D DOCTOR.



Obrázek 6: Pracovní prostředí programu 3D Doctor [24]

## 4.6 STL Model Creator

STL Model Creator software (implemented in Matlab 2012, Math Works, Natick MA, USA) je program, který vznikl na Vysokém učení technickém v Brně na UMTMB [25]. Program umožňuje vytvořit ze série snímků model geometrie daného objektu pomocí jednoduchého a intuitivního ovládání [25].

Program pracuje se snímky tělesa například z počítačové tomografie nebo magnetické rezonance [25]. Podporuje formáty DICOM a také formáty PGN, JPG, BMP, JPEG, TIFF [25]. Výsledný model geometrie je uložen ve formátu STL [25].

Při segmentaci tkání je pracovní plocha rozdělena na dvě části (obrázek 7). V levé části je zobrazen originální snímek a v pravé části segmentovaný objekt [25]. Výhodou tohoto zobrazení je snadná orientace uživatele a zefektivnění jeho práce díky tomu, že lze přímo vidět originální snímek bez jakéhokoli přepínání stylu zobrazení.

Užitečná funkce STL Model Creatoru (v případě tvorby modelu bez vnitřní struktury) je funkce smazání děr („Delete holes“), která zalepí všechny uzavřené otvory v modelu [25]. Další důležitá funkce je funkce „Delete small object“, která vymaže veškeré malé chybné objekty osamocené v prostoru [25]. Tento program umí také provést invertní výběr, kdy se z tmavého objektu na bílém pozadí vytvoří bílý objekt na pozadí tmavém [25]. Další funkce STL Model Creatoru jsou například manuální segmentace, vymazání vybraných objektů, změna rozměru voxelu, vyhlazení modelu nebo redukce modelu [25].



Obrázek 7: Pracovní prostředí programu STL Model Creator

## 5 Retomo

### 5.1 BETA CAE Systems

BETA CAE Systems je komerční softwarová společnost zabývající se vývojem CAE systémů [26]. Pohybuje se v celé řadě průmyslových odvětví, jako jsou například automobilový, letecký a kosmický průmysl, elektronika, těžké stroje a biomechanika [26]. V roce 2017 společnost vydala software RETOMO, který patří do skupiny softwarů BETA CAE Systems [26]. Další produkty společnosti jsou například ANSA, META, SPDMMR, EPILYSIS a KOMVOS [26]. Hlavní vizí této společnosti je dosáhnout většího počtu simulací a lepších výsledků za kratší dobu se sníženými náklady [26].

Noví uživatelé mohou požadovat plně funkční, časově omezenou zkušební instalaci RETOMO s licencí, během které je nabízena plná podpora [27].

### 5.2 Popis programu

RETOMO (BETA CAE Systems, D4 Business Village Luzern, Platz 4, CH-6039 Root D4, Switzerland) patří do skupiny programů BETA CAE Systems. Umožňuje import, interpretaci, analýzu a vizualizaci průmyslových a vědeckých dat z počítačové tomografie [27]. Byl navržen tak, aby poskytoval propojení počítačové tomografie s CAE a CAD daty [27]. Program je primárně zaměřen na potřeby průmyslu a efektivní manipulaci s velkým množstvím objemných dat [27]. RETOMO podporuje soubory DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine, s formátem DCM) a také soubory typu REK, RAW, MHD [27]. Výsledné výstupní data jsou jeden nebo více souborů, které obsahují model geometrie ve formátu WaveFront (\*.obj) [27]. Je také možné generovat výpočtový model řešený pomocí metody konečných prvků. S kombinací programů CAE je umožněno vytvoření virtuálního návrhu existujícího objektu a jeho následné porovnání s existujícím objektem za účelem identifikace výrobních chyb a výrobních nedostatků, a také porovnání výsledků simulace s experimentálními výsledky [27].

Výhodou programu RETOMO je optimalizované intuitivní uživatelské prostředí. Všechny nástroje a funkce jsou seskupeny v roletovém menu [27]. Uživatel má přímý přístup jak ke všem nástrojům a funkcím, tak k interakci s vizualizovaným objektem během celého procesu [27]. Během segmentace lze vytvářet samostatné povrchové modely geometrie pro všechny materiály, nebo v případě medicínských aplikací všechny druhy tkání na jeden průchod skeneru [27]. Program podporuje okamžité změny v počtu materiálů (druhů tkání) nebo změn hranic mezi materiály [27]. Při tvorbě plošného modelu geometrie lze daný povrch vyhlazovat a zjednodušovat. To vede k pohodlnějšímu importu a manipulaci s plošným modelem i navzdory velkému množství dat [27].

Minimální systémové požadavky pro program RETOMO (k roku 2018) jsou uvedeny v tabulce 1. Požaduje se minimálně 16 GB RAM a kapacita pevného disku minimálně 150 GB [28]. Doporučené grafické karty jsou uvedeny v tabulce 2. Operační paměť grafických karet musí být minimálně 1 GB [28].

Tabulka 1: Minimální systémové požadavky [28]

systém	32bit	64bit
Linux	-	glibc 2.3.3.
Windows	-	Windows 7



Tabulka 2: Doporučené grafické karty [28]

společnost		série
AMD		Firepro W, Firepro V
NVIDIA		Quadro

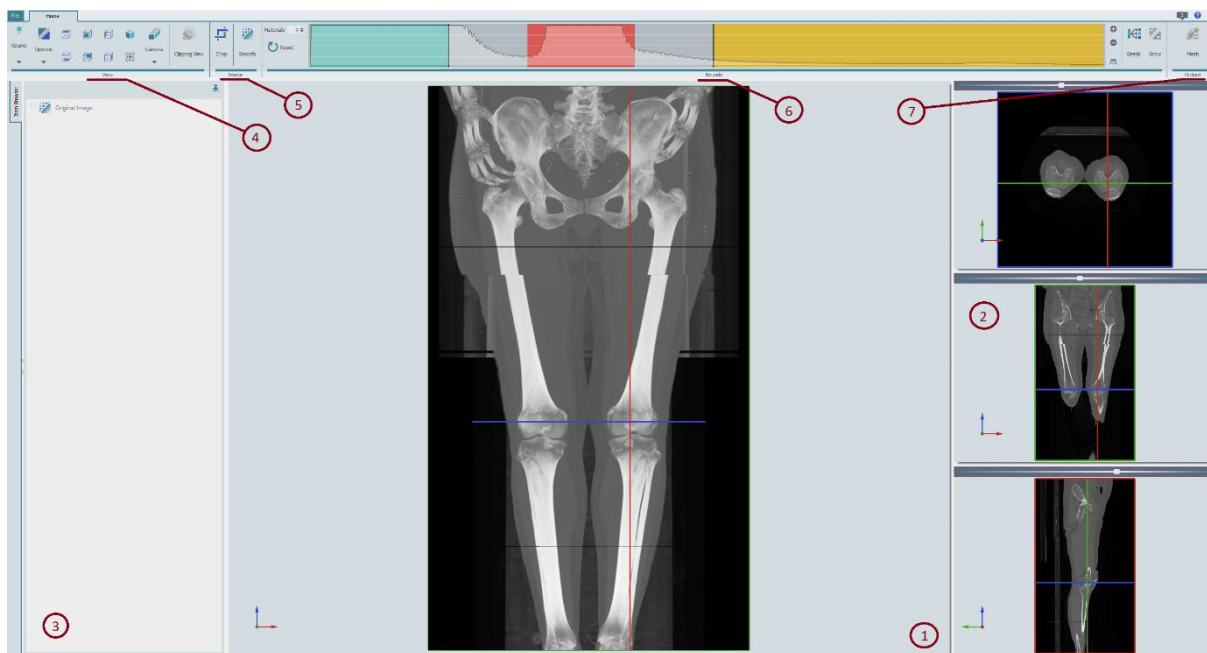
## 5.3 Popis uživatelského prostředí a podstatných funkcí programu

### 5.3.1 Pracovní plocha

Pracovní plocha programu RETOMO je zobrazena na obrázku 8. Tato plocha obsahuje základní prostor pro zobrazení 3D modelu, ve kterém probíhá i následná práce s modelem (1). V tomto prostoru lze s 3D modelem otáčet okolo hlavního souřadnicového systému, buď pomocí šipek souřadnicového systému, nebo pomocí klávesových zkratk. Pomocí klávesy Ctrl a pravého tlačítka na myši lze model natáčet v rovině (x,y). Pro rotaci v ostatních rovinách slouží klávesa Ctrl a levé tlačítko myši. S modelem lze také posouvat, pomocí klávesy Ctrl a kolečka na myši, nebo jej oddalovat či přibližovat pomocí klávesy Ctrl a levého tlačítka a kolečka na myši.

Pracovní plocha dále obsahuje tři pohledy. Pohled axiální, sagitální a koronální (2). V těchto pohledech nelze s modelem rotovat. Slouží k zobrazení v daných rovinách vyznačených barevně. S těmito barevnými rovinami lze pohybovat pomocí myši jak v hlavním pohledu, tak i v ostatních rovinných pohledech. K posunu rovin slouží také i lišta nad každým pohledem.

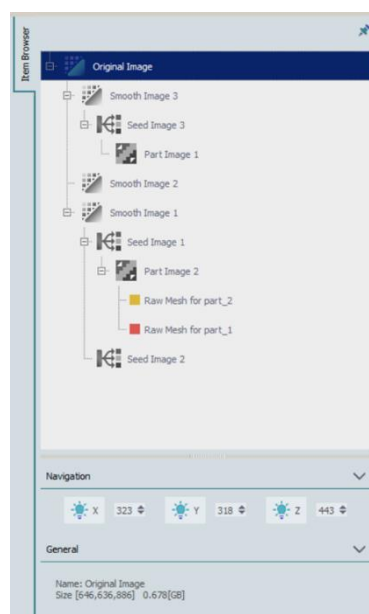
V pravém horním rohu celého pracovního prostředí jsou umístěny ikony oznámení, nápověda a ikona pro srolování horní lišty. V levém horním rohu obrazovky je karta „File“, která obsahuje všechny dostupné funkce pro vstup a výstup dat a karta „Home“, která umožňuje práci s daty.



Obrázek 8: Pracovní prostředí programu RETOMO

### 5.3.2 Item Browser

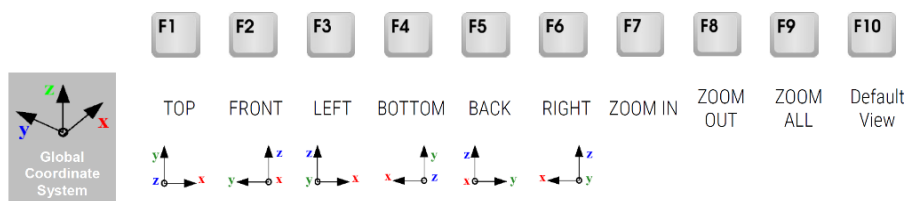
Záložka „Item Browser“ (3) se nachází na levé straně pracovní plochy aktivního okna programu. Pomocí ikony přepínačku ji lze otevřít a zafixovat v dané poloze. V této oblasti se nachází prvkový strom, ve kterém postupně vznikají jednotlivé prvky vytvářené při úpravě modelu. Tyto prvky lze aktivovat pomocí dvojitého kliknutí nebo pomocí pravého tlačítka na myši a volby „Activate“ [29]. Prvky stromu lze také vymazat použitím volby „Delete“. Dále se zde nachází oblast navigací, ve které je zobrazována poloha rovin CT dat. Uživatel může posouvat rovinami pomocí kolečka myši nebo může přímo zadat hodnotu požadované roviny v osách souřadnicového systému [29]. Pomocí ikony lampy lze zakázat viditelnost požadované roviny [29]. Poslední oblast záložky se nazývá „General“. V této oblasti jsou zobrazovány informace o vybraném prvku v prvkovém stromu [29]. Záložka „Item Browser“ spolu se stromem prvků a oblastí „Navigation“ je zobrazena na obrázku 9.



Obrázek 9: Item Browser [29]

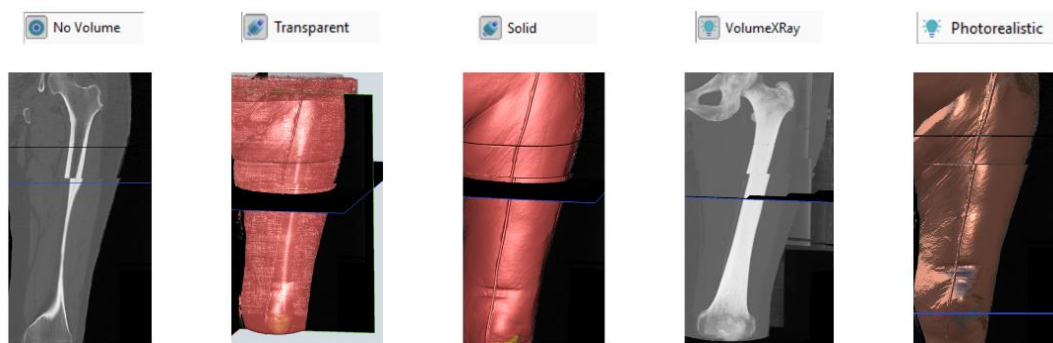
### 5.3.3 View

Záložka „View“ (4) je umístěna v levé části horní lišty pracovní plochy programu. V této záložce jsou funkční volby, které umožňují různé zobrazení 3D modelu a přepínání mezi jednotlivými přednastavenými pohledy. Přednastavené pohledy jsou například pohledy shora, zezadu, zprava či zleva, zepředu, izometrické zobrazení nebo ikona „Fit in view“, pro zobrazení celého objektu doprostřed pracovní plochy. Přepínání mezi přednastavenými pohledy lze realizovat pomocí funkčních kláves, které jsou zobrazené na obrázku 10.



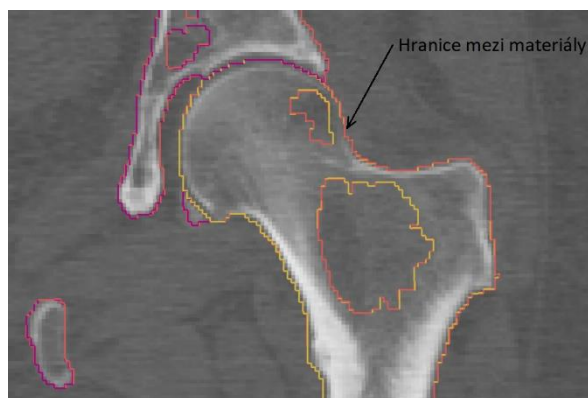
Obrázek 10: Přednastavené pohledy [29]

Dále je zde umístěna ikona „Volume“, která slouží k nastavení typu vizualizace. Při volbě typu nastavení „No Volume“ jsou zobrazeny pouze roviny CT snímků bez zobrazení objemu modelu [29]. Další možnosti zobrazení jsou transparentní (transparent), objemové zobrazení (Solid volume view), rentgenové zobrazení (VolumeXRay) a fotorealistické zobrazení (Photorealistic) [29]. Zobrazení dostupná při aktivním prvku „Part Image“ jsou voxelové zobrazení (Voxelized volume view) a vyhlazené zobrazení (Smooth volume view) [29]. Základní volby jednotlivých typů vizualizace jsou na obrázku 11.



Obrázek 11: Základní typy vizualizace

V popisované záložce je dále ikona „Options“. Tato funkční volba zajišťuje přepínání mezi výchozím přednastaveným zobrazením a zobrazením, ve kterém je možné pozorovat barevné hranice mezi materiály v jednotlivých rovinách. Toto je vhodné například u manuální segmentace, kdy lze zobrazit pouze hranice segmentovaných oblastí a porovnat je s originálními CT snímky. Uvedené zobrazení pomocí funkce „Options“ lze vidět na obrázku 12. Na tomto obrázku jsou zobrazeny hranice měkké tkáně (červená barva), femuru (žlutá barva) a kosti pánevní (růžová barva).



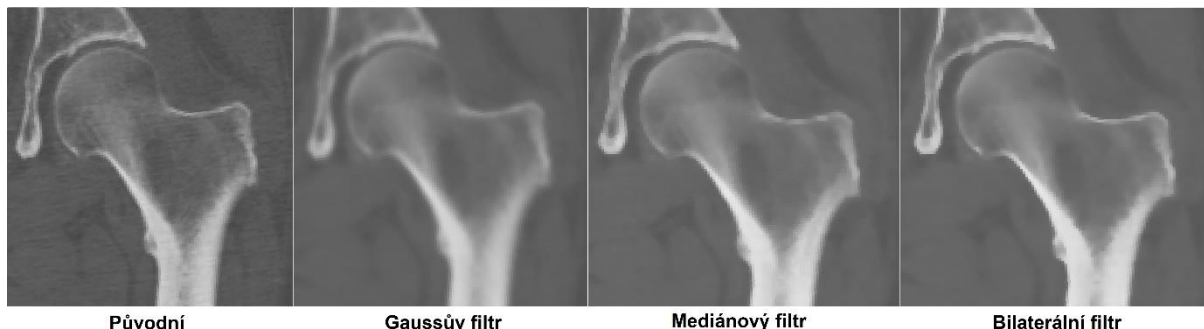
Obrázek 12: Zobrazení pomocí funkce Options

Pomocí ikony „Camera“ lze přepínat mezi pohledem paralelním a perspektivním.

#### 5.3.4 Image

V záložce „Image“ (5) jsou umístěny funkční volby pro ořezávání a vyhlazování zobrazeného 3D objektu. Volba „Crop“ slouží pro izolaci oblasti zájmu vyříznutím části 3D objektu. Program poté nemusí zpracovávat celé datové soubory, čímž přispívá k výrazně rychlejšímu procesům [29].

Další funkční volbou je volba „Smooth“. Tato volba umožňuje vyhlazení CT dat omezením šumu a odstraněním malých „bublin“ v materiálu [29]. RETOMO zde nabízí tři typy filtrů k odstranění šumu (obrázek 13). První je Gaussův filtr, který vede k rozmazání hranic odlišných voxelů, což může být pro další zpracování dat problematické [30]. Druhý filtr je mediánový, který je vhodný pro odstranění náhodného šumu [31]. Posledním filtrem je filtr bilaterální, který při odstranění šumu zachovává ostré přechody hranic [30]. Také lze regulovat úroveň tohoto vyhlazení na škále od 1 (slabé) k 5 (agresivní) [29]. Se zvětšující se úrovní vyhlazení se zvětšuje odchylka od původní geometrie CT dat.



Obrázek 13: Typy filtrů k odstranění šumu

### 5.3.5 Bounds

V této záložce (6) se nachází histogram a tabulka hodnot jemu odpovídající. Histogram s tabulkou slouží pro automatickou segmentaci (přiřazení materiálu každému voxelu z CT dat) a budou podrobněji vysvětleny v kapitole 6. Pro přepnutí z histogramu na tabulku slouží malá ikona vpravo dole od histogramu.

Dále je zde umístěno okno pro definici počtu materiálů a ikony funkcí „Seeds“ a „Grow“. Funkční volba „Seeds“ přiřazuje voxely materiálu, ke kterému patří [29]. Během tohoto kroku by měly být klasifikovány pouze voxely, které bezpečně patří k danému materiálu [29]. Následující volba „Grow“ přiřazuje neklasifikované voxely k danému materiálu podle blízkých už klasifikovaných voxelů [29].

### 5.3.6 Output

V této záložce (7) se nachází ikona „Mesh“, která volá funkci pro tvorbu povrchového modelu geometrie zvolených tkání z klasifikovaných voxelů CT dat [29].



## 6 Tvorba modelu geometrie z CT dat v programu RETOMO

### 6.1 Nahrání dat (import)

Použitá CT data byly staženy z webové stránky akademického lékařského centra univerzity ve Spojených státech amerických (Univerzity of Iowa Health Care) [34].

Prvním krokem v programu RETOMO je vytvoření nového projektu. To lze provést pomocí záložky „File“ a zvolení příkazu „New Project“. Poté se objeví okno pro zadání názvu projektu, jeho umístění, specifikace formátu nahrávaných dat, základních informací, výběr paměti, na které bude projekt probíhat a samotné nahrání dat. Jako poslední krok je shrnutí informací o daném projektu. Hlavní výhodou práce s projektem je, že uživatel může kdykoli projekt uložit a zavřít a poté kdykoli znovu otevřít a dále pokračovat [29].

Při specifikaci formátu dat program nabízí výběr posloupnosti snímků s formáty \*.dcm, \*.tiff, \*.png. V tomto případě lze nastavit pořadí snímků, nejčastěji jako automatické. Další možností je nahrání souborů ve formátu \*.mhd, \*.rek, \*.raw, \*.vol. Obecně je proces nahrávání souborů obdobný. Vždy je nutné zadat počátek souřadnicového systému, umístění objektu a počet voxelů. RETOMO je schopen toto nastavit automaticky v tomto případě je však vhodné zkontrolovat, zda jsou automaticky přednastavené hodnoty v souladu s požadavky uživatele.

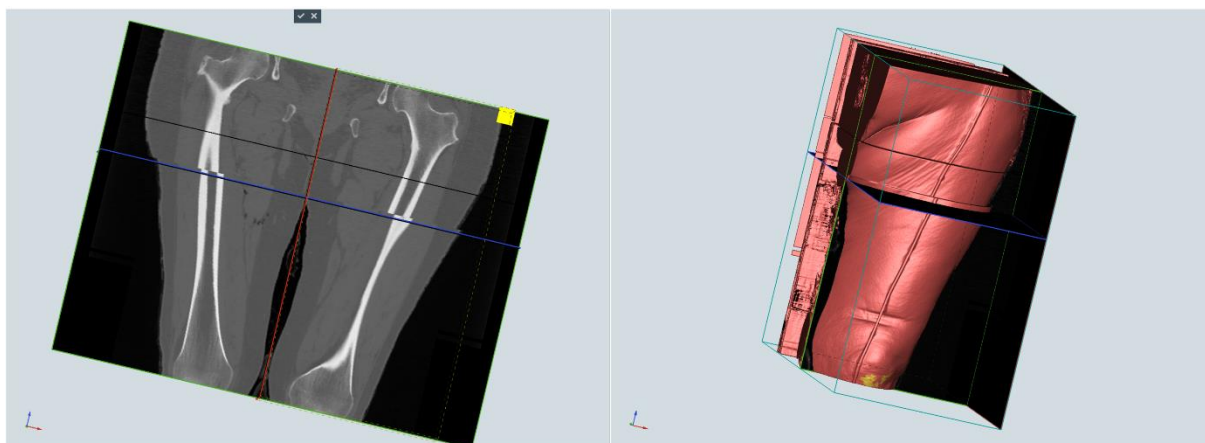
Následuje výběr, zda bude proces práce probíhat na pevném disku nebo v paměti RAM. Pokud je velikost zpracovávaných dat relativně malá (ve srovnání s pamětí RAM) doporučuje se použít paměť RAM [29]. Procesy budou probíhat rychleji než na pevném disku. Pro práci s velkým množstvím dat je vhodná práce na pevném disku. Tento výběr nelze později změnit.

Než se data načtou, uživatel získá souhrnné informace ve formě malé zprávy, kde bude uveden odhad požadované paměti a případné oznámení exitujícího problému s kapacitou paměti [29]. Vytvoření projektu a zahájení načítání datového souboru se uskuteční volbou „Finish“ [29].

Pro otevření existujícího projektu stačí zvolit „File“ a poté „Open Project“. Uložení projektu proběhne pomocí příkazů „File“ a „Save“. K ukončení programu RETOMO slouží příkaz „Close“ nebo tlačítko „X“ pro zavření celého okna.

### 6.2 Výběr požadované oblasti zájmu

Po nahrání dat se v pracovním prostoru objeví celý 3D model. Obvykle se dále pro úsporu času volí výběr oblasti zájmu modelu pomocí funkce „Crop“ [29]. Výběrem této volby se otevře režim oříznutí [29]. Oblast je ohraničena čárkovaným obdélníkem a lze ji tažením myši zmenšit nebo rozšířit pomocí žlutých čtverců v rozích oblasti. Pokud je oblast vybraná stačí potvrdit ikonou fajfky. Tato akce je zobrazena na obrázku 14. Po této operaci vznikne v prvkovém stromu prvek „Cropped Image“, ve kterém poté probíhají veškeré následující operace.



Obrázek 14: Funkce Crop

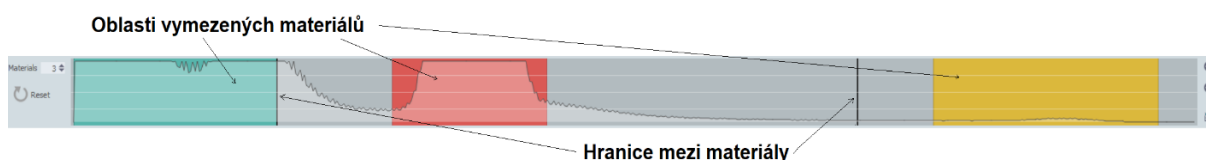
## 6.3 Segmentace

Segmentace je proces přiřazení každého jednotlivého voxelu k určitému uživateli předem vymezenému materiálu pomocí jeho vlastností, především hodnoty intenzity (stupně šedi) voxelu [29].

### 6.3.1 Automatická segmentace

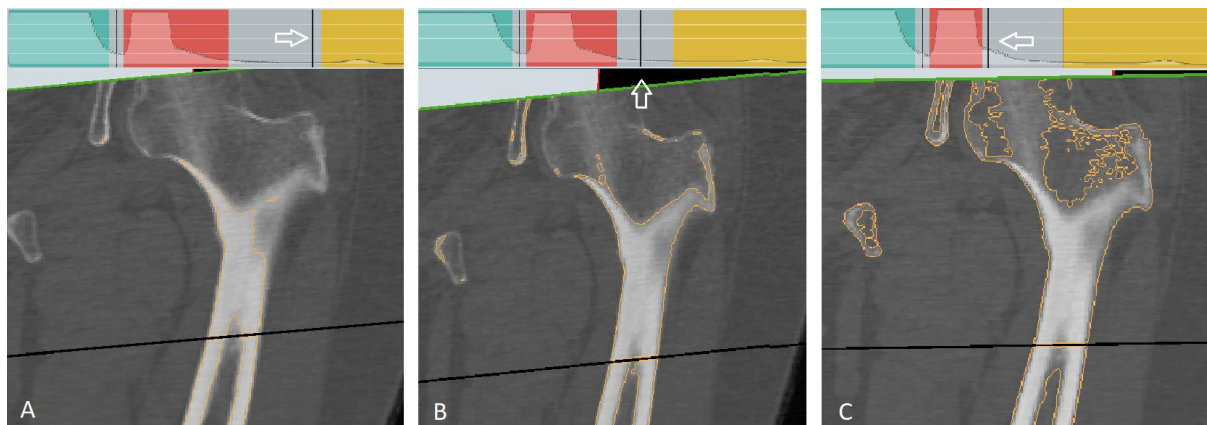
#### Histogram

Hlavním nástrojem automatické segmentace je histogram (obrázek 15). Tento graf je vymezen osou x, která znázorňuje intenzitu voxelu a osou y, která zastupuje počet voxelů [29]. Plocha histogramu je rozdělena na oblasti vymezených materiálů. Tyto materiály jsou znázorněny barevně a jejich počet lze kdykoli měnit. Oblasti je možné zužovat, rozšiřovat nebo s nimi pohybovat pomocí myši. Pomocí těchto oblastí se nastaví horní a dolní meze intervalů daných materiálů. Šířka dané oblasti definuje velikost intervalu, podle kterého jsou segmentovány jednotlivé voxely v závislosti na jejich intenzitě.



Obrázek 15: Histogram

Další důležitou částí grafu jsou hranice, které jsou reprezentovány tlustými čarami mezi oblastmi materiálů [29]. Těmito hranicemi lze pohybovat tažením myši. Na obrázku 16 jsou zobrazeny tři příklady umístění hranic mezi materiály. Zelená oblast v histogramu je materiál přiřazený vzduchu, červená oblast je přiřazená měkké tkáni a žlutá kosti. Jakmile je pohybováno hranicí mezi materiály, žlutá čára znázorňuje, jak se mění hranice definice materiálů ve 3D pohledu. V prvním případě (A) je hranice blízko žlutému materiálu a na obraze lze vidět, že více voxelů bude klasifikováno jako měkká tkáň. Na posledním obrázku (C) lze pozorovat, že pokud bude hranice dále od žlutého materiálu, bude klasifikováno více voxelů jako kost. V tomhle případě je nejvhodnější se vydat střední cestou a nalézt ideální pozici hranice podobně jak je zobrazeno na druhém obrázku (B). Žluté čáry by měly co nejvíce kopírovat původní CT data.



Obrázek 16: Příklady umístění hranic mezi materiály

Hodnoty z histogramu jsou uvedeny v tabulce (obrázek 17) [29]. Pomocí této tabulky lze přesněji prahovat maximální a minimální hodnoty intenzit všech definovaných materiálů, které histogram vykresluje na ose x. V případě medicínských aplikací program RETOMO vyjadřuje tyto hodnoty intenzit voxelů pomocí Hounsfieldových jednotek [29]. Dále jsou tam hodnoty, které udávají horní a dolní meze uživatelem vymezených oblastí pro počet voxelů odečtených z osy y (Min Seed, Max Seed). Poslední informace v tabulce je homogenita materiálu. Řídí přiřazení voxelu k materiálu pomocí jeho stupně šedi a blízkosti stupně šedi se sousedními voxely [29].

Materials: 3	Material	Min Intensity	Max Intensity	Min Seed	Max Seed	Homogeneity
1	Blue	-1024	-522	-1024	-522	0.6
2	Red	-522	912	-237	144	0.7
3	Yellow	912	1744	1099	1654	0

Obrázek 17: Tabulka odpovídající histogramu

### Seed a Grow

Po nastavení parametrů histogramu následují funkční volby „Seed“ a „Grow“. Úkolem těchto voleb je klasifikovat každý voxel podle toho, k jakému materiálu patří [29]. Funkční volba „Seed“ se řídí rozsahem intenzity jednotlivých voxelů a hodnotami homogenity materiálů uvedených v tabulce histogramu. Pomocí volby „Seed“ může program klasifikovat pouze voxely, které mají svou intenzitu ve vymezeném rozsahu [29]. Ke klasifikaci voxelů se používá kritérium homogenity, pomocí kterého jsou jednotlivé voxely klasifikovány podle intenzit blízkých voxelů [29]. Pokud voxel splňuje požadovaná kritéria bude v tomto kroku klasifikován. Po identifikaci voxelů bude v prvkovém stromu vytvořen prvek „Seed Image“. Poté zde zůstanou tmavé oblasti neklasifikovaných voxelů. Pomocí funkční volby „Grow“ budou následně tyto nezařazené voxely klasifikovány. Tato volba rozřazuje zbylé voxely podle jejich stupně šedi a stupně šedi okolních voxelů. Po této operaci se v prvkovém stromu vytvoří prvek „Part Image“.

S rostoucím počtem voxelů klasifikovaných pomocí funkční volby seed také roste kvalita výsledných dat [29].

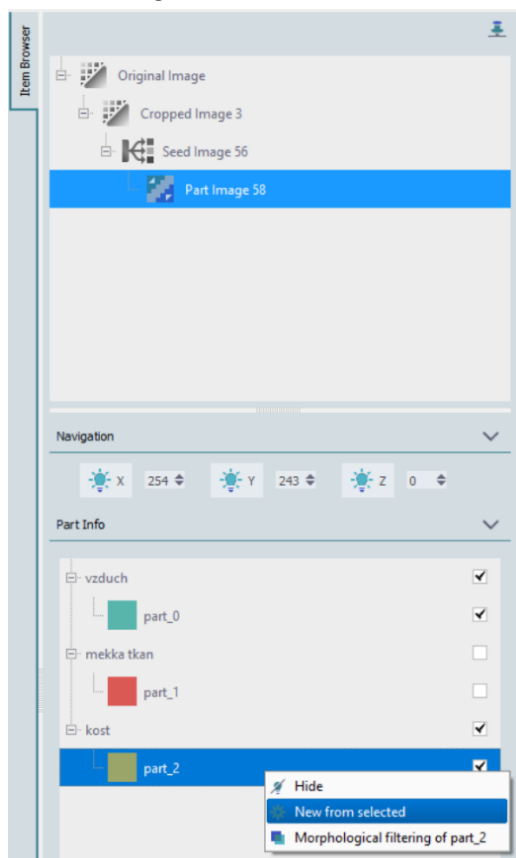
### 6.3.2 Manuální segmentace

Z toho důvodu, že skenované materiály mohou mít podobnou denzitu, a tím i zobrazované stupně šedi jednotlivých voxelů je pravděpodobné, že automatická

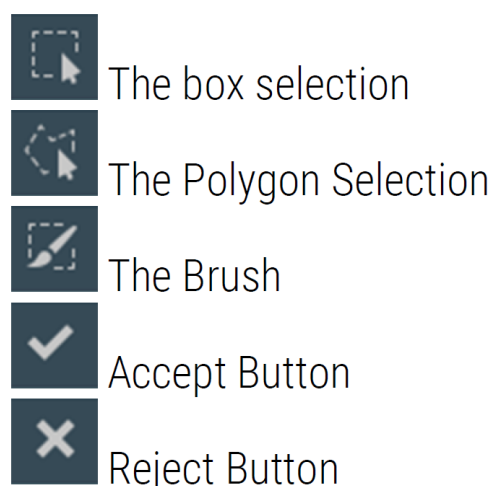
segmentace nebude dostatečně přesný nástroj pro proces segmentace [29]. Proto přichází na řadu segmentace manuální, pomocí které lze korigovat existující chyby.

Pro přístup k manuální segmentaci musí být aktivován prvek „Part Image“ [29]. Poté jsou v oblasti „Part Info“ zobrazeny materiály rozdělené na části (Part 1, Part 2,...). Kliknutím pravým tlačítkem myši na část materiálu, která bude korigovaná a volbou „New from selected“ bude otevřena nabídka s nástroji pro výběr korigované oblasti (obrázek 20).

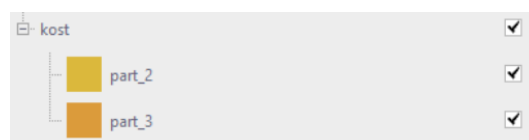
Nejčastěji využíván nástroj v otevřené nabídce je „The Polygon Selection“. Tento nástroj umožní vytvořit mnohoúhelník s libovolným počtem bodů. Tento mnohoúhelník je flexibilní, přičemž jeho jednotlivé body lze mazat pomocí pravého tlačítka na myši [29]. Výběr pomocí mnohoúhelníků je vhodný pro geometricky složitější oblasti. Dalším nástrojem je nástroj „The Box Selection“, který je vhodný pro položky orientované podél os souřadnicového systému [29]. Jedná se o výběr pomocí obdélníku, jehož strany jsou rovnoběžné s osami. Posledním nástrojem pro výběr voxelů je „The Brush“, který může být s výhodou využíván pro volné výběry. Tento nástroj lze použít pouze pro jednu rovinu a je vhodné ho použít s digitizérem [29]. Tvar výběru je kreslen levým tlačítkem na myši a při tažení vznikají body rozmístěné po nakreslené trajektorii. Pro potvrzení výběru, respektive zrušení operace slouží ikona fajfky a křížku. Potvrdit výběr lze také pomocí kliknutí na kolečko myši. Tyto nástroje jsou zobrazeny na obrázku 18.



Obrázek 20: Manuální segmentace



Obrázek 18: Nástroje k manuální segmentaci [29]



Obrázek 19: Tvorba nové části materiálu-part\_3

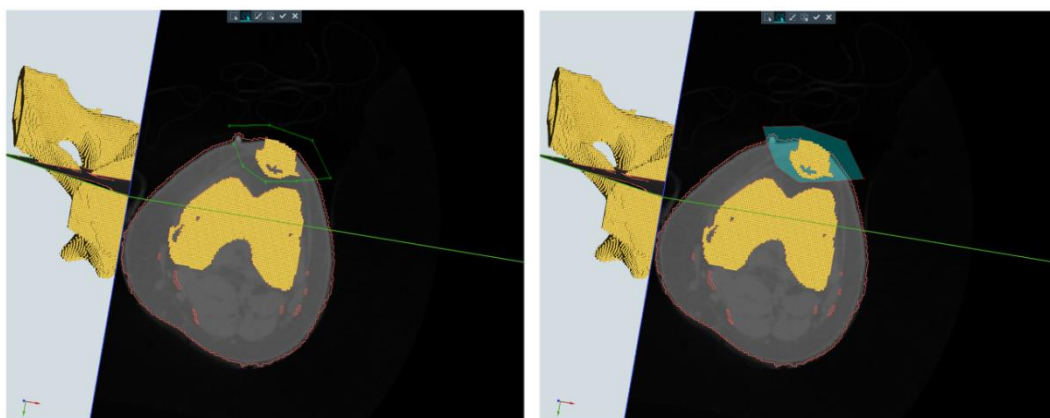
Jakmile je oblast výběru potvrzena dojde k jejímu uzavření. S takto vytvořenou oblastí lze poté pohybovat jako s celkem nebo přesouvat jednotlivými body. Kopírování vybraných oblastí do dalších rovin je zajištěno pomocí navigačního okna „Navigation“

(Obrázek 20). Vytvořenou oblast lze kopírovat mezi jednotlivými rovinami pomocí šipek u jednotlivých os souřadnicového systému. Tato kopie může být v jednotlivých rovinách modifikována podle potřeby. V jednotlivých rovinách lze také přidat nebo odebrat jednotlivé oblasti. Volbou ikony fajfky nebo kliknutím na kolečko myši bude operace ukončena.

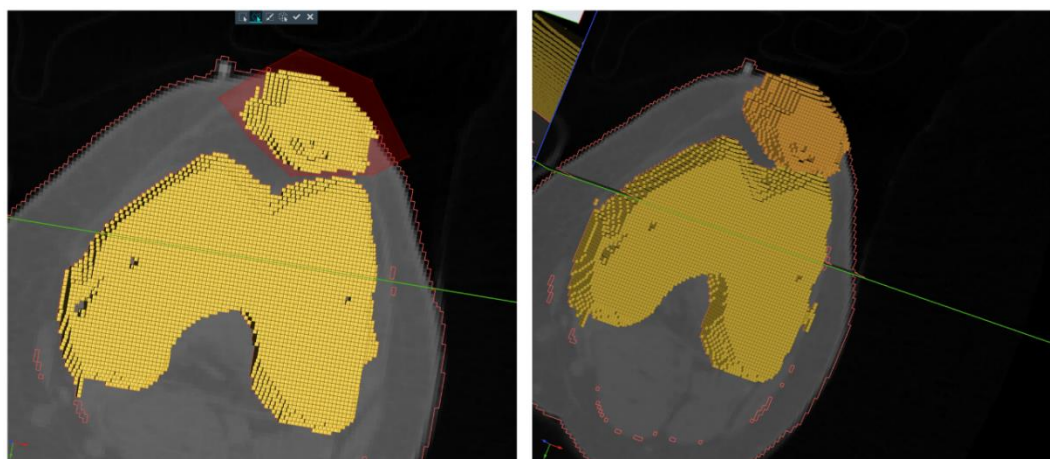
Ukončením operace vznikne nová část, která je zobrazena na obrázku 19. Tato část vznikla z původní zvolené části, přičemž obsahuje její odseparovanou část. Všechny části materiálů lze přejmenovat nebo jim měnit barvu (pravé tlačítko myši). Tyto části je možné přetažením sloučit nebo vložit do jiných materiálů. Při sloučení částí se objeví dialogové okno pro potvrzení nevratné operace. V prvkovém stromu vznikne prvek „Modified Part Image“, ve které budou realizovány veškeré úpravy pomocí manuální segmentace.

Na obrázku 21 (vytvoření oblasti) a obrázku 22 (posuv v rovinách a potvrzení) je zobrazen celý postup separování části česky od části stehenní kosti. Na obrázku 23 je zobrazený celý femur se separovanými částmi (kosti pánevní, česky, kosti holenní a kosti lýtkové).

Tímto způsobem lze zaplňovat díry, separovat oblasti a přiřazovat je materiálům, kterým patří nebo vytvářet více částí stejného materiálu.

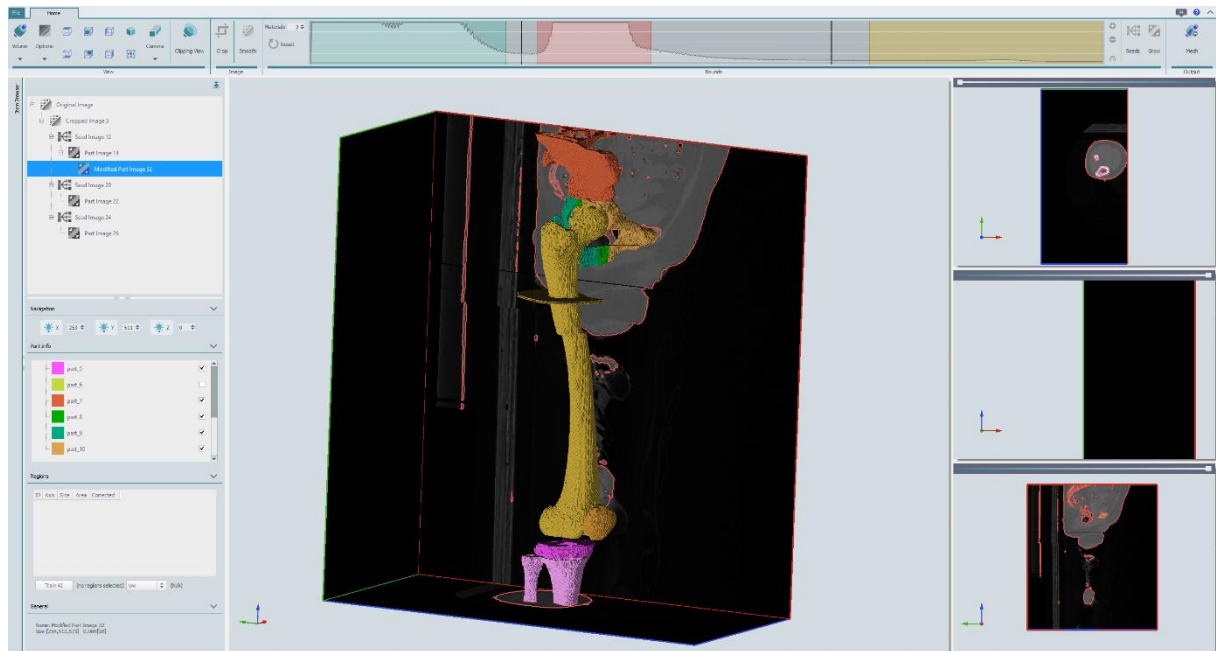


Obrázek 21: Manuální segmentace-vytvoření oblasti



Obrázek 22: Manuální segmentace-Posuv v rovinách a potvrzení

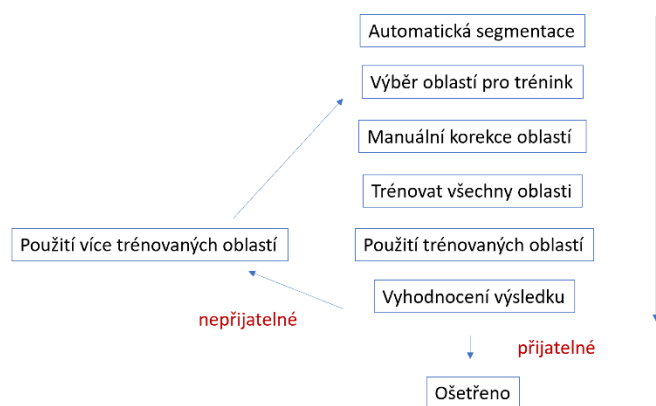




Obrázek 23: Manuální segmentace-celý femur

### 6.3.3 Segmentace pomocí umělé inteligence

Tento proces je vhodným nástrojem pro zautomatizovaný postup segmentace složitějších snímků, které by jinak použitím standardní manuální segmentace vyžadovaly velké úsilí a dlouhou dobu zpracování. Je založena na využití použitého postupu již upravených oblastí pomocí automatické a manuální segmentace. Podle těchto oblastí je poté vytvořen soubor „trénovaných“ dat, který je aplikován na vybraný objekt. Na obrázku 24 je zobrazen průběh procesu segmentace pomocí umělé inteligence.



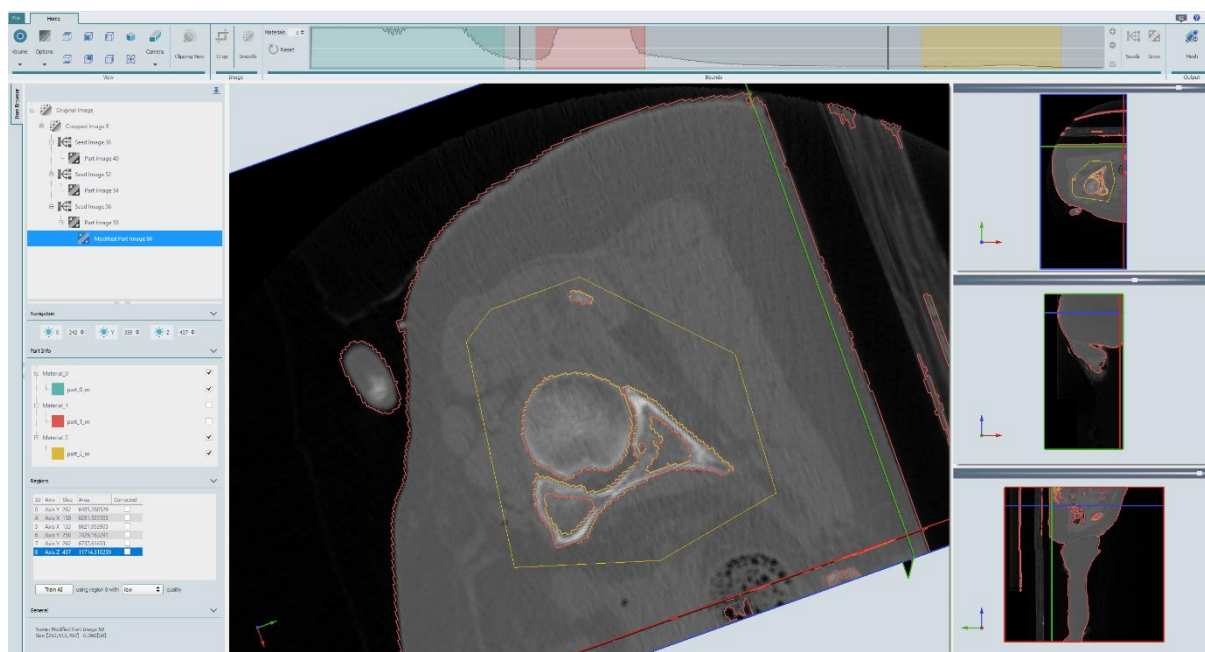
Obrázek 24: Proces segmentace pomocí umělé inteligence

#### Výběr oblastí

Po dokončení automatické segmentace jako výchozího procesu, přichází na řadu výběr oblastí pro trénink. Veškeré tyto oblasti musí být před trénováním upraveny do výsledné podoby [29]. V oblastech musí být zastoupeny všechny materiály, ale není nutné, aby byly obsaženy v každé z oblastí [29]. Měli by obsahovat všechny rozhraní tvořené různě orientovanými hranami mezi všemi materiály [29]. Oblasti je nutné

definovat ve všech rovinách (x, y, z) souřadnicového systému [29]. Čím více bude vybraných oblastí, tím bude konečný výsledek více relevantní.

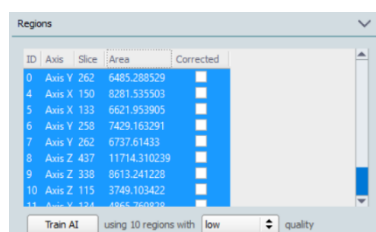
Pro segmentaci pomocí umělé inteligence se v okně prvkového stromu nachází položka „Regions“, do které jsou ukládány vybrané oblasti pro trénink. Kliknutím pravým tlačítkem na myši v položce „Regions“ a výběrem volby „New Region“ budou otevřeny nástroje pro výběr vkládaných oblastí [29]. Uživatel označí část objektu v rovině, který bude použit a potvrdí ikonou fajfky. V průběhu výběru jsou tyto oblasti vkládány do položky „Regions“, ve které jsou zobrazeny informace o každé jednotlivé oblasti. Zde si také uživatel si může poznačit, zda je daná oblast upravená [29]. Úprava dané oblasti je finalizována pomocí manuální segmentace, a to však vždy pouze v jedné rovině. Na obrázku 25 je zobrazena vybraná a upravená oblast, vkládaná do položky „Regions“, ve které je také zobrazen seznam všech vytvořených oblastí. Označené oblasti v seznamu jsou také znázorněny na celém 3D modelu ohrazené žlutou čarou.



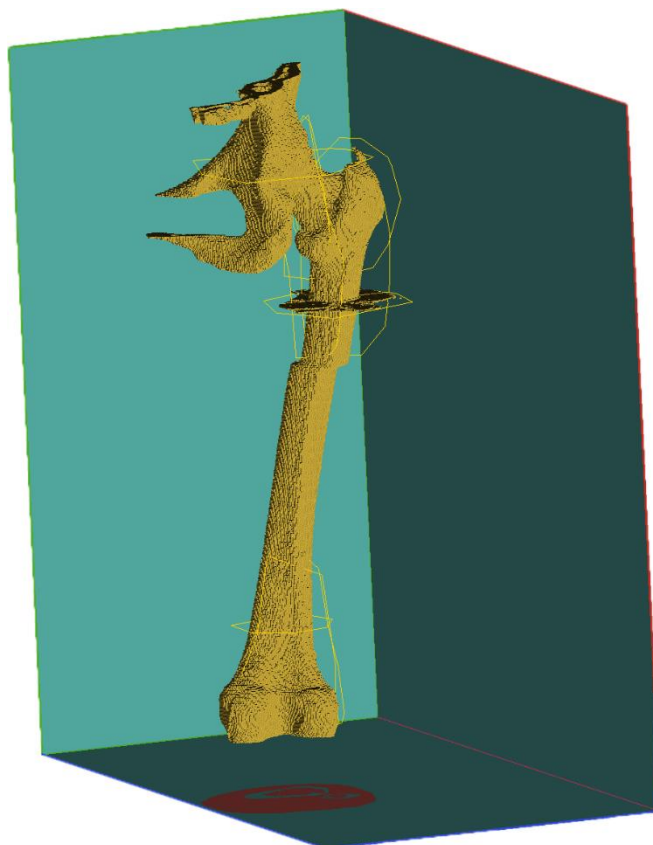
Obrázek 25: Umělá inteligence-regiony

### Trénink vybraných oblastí

Trénink oblastí je proveden označením všech vybraných oblastí a stisknutím tlačítka „Train AI“ (obrázek 26) [29]. Po této operaci vznikne v prvkovém stromu prvek „AI Data“ [29]. Každá trénovaná oblast může obsahovat pouze jednu část materiálu. Pokud se v oblasti vyskytuje více částí jednoho materiálu nebude možné oblasti trénovat.



Obrázek 26: Trénink vybraných oblastí

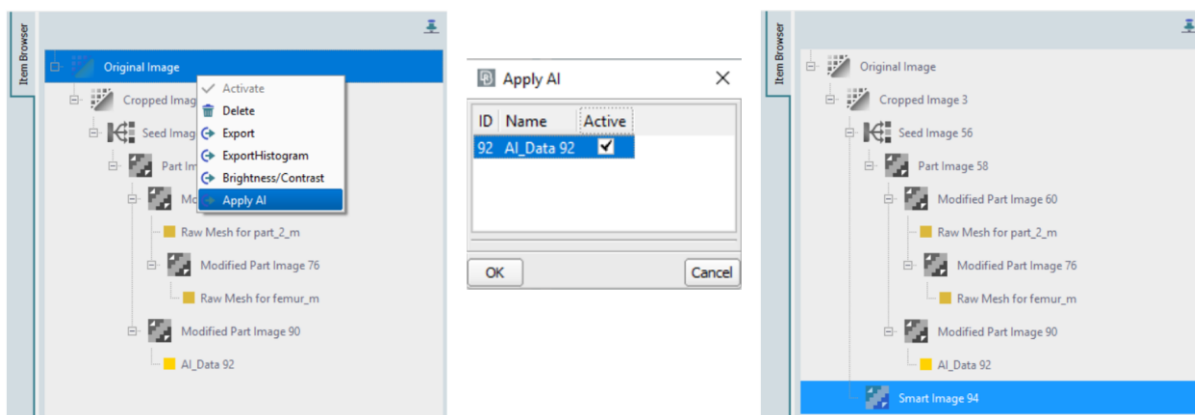


Obrázek 27: označené oblasti pro trénink

Na obrázku 27 jsou žlutou čarou ohraničené všechny vybrané a označené oblasti femuru pro jejich trénink.

### Použití trénovaných oblastí

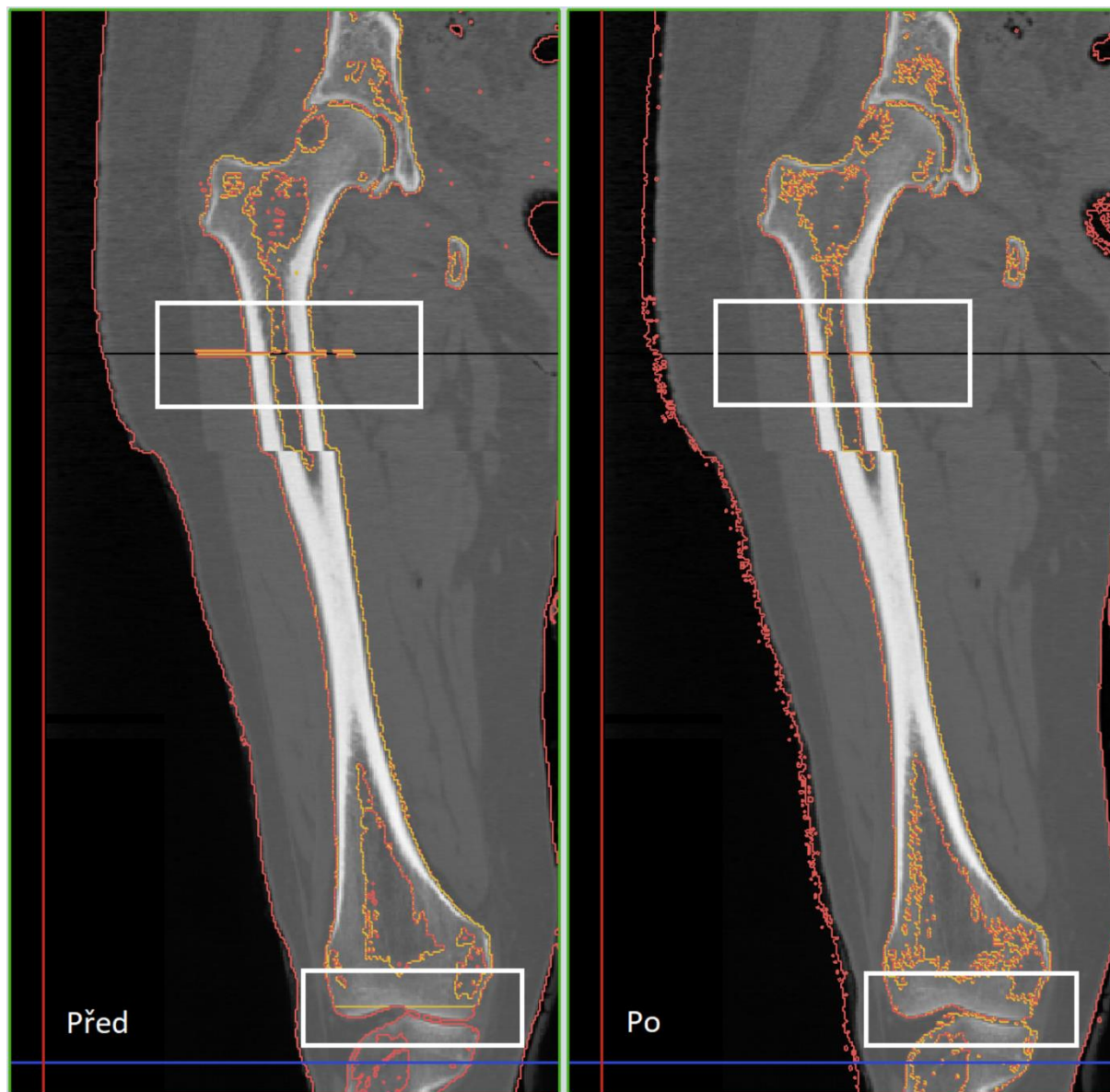
Trénované oblasti budou dále aplikovány na prvek „Original Image“ nebo na prvek „Cropped Image“ pomocí pravého tlačítka myši a výběrem volby „Apply AI“. Tento postup vyvolá dialogové okno, ve kterém uživatel vybere trénovaná data a potvrdí výběr [29]. V postupovém stromě se vytvoří položka „Smart Image“. Tento proces je zobrazen na obrázku 28. Pokud není výsledek uspokojivý je nutné mezi vybrané oblasti k trénování přidat další a celý proces opakovat znovu.



Obrázek 28: Použití trénovaných oblastí



Segmentace pomocí umělé inteligence dokáže napravit chyby vytvořené při procesu počítačové tomografie nebo také chyby programu, ke kterým došlo v průběhu automatické segmentace, jak je patrné na obrázku 29.



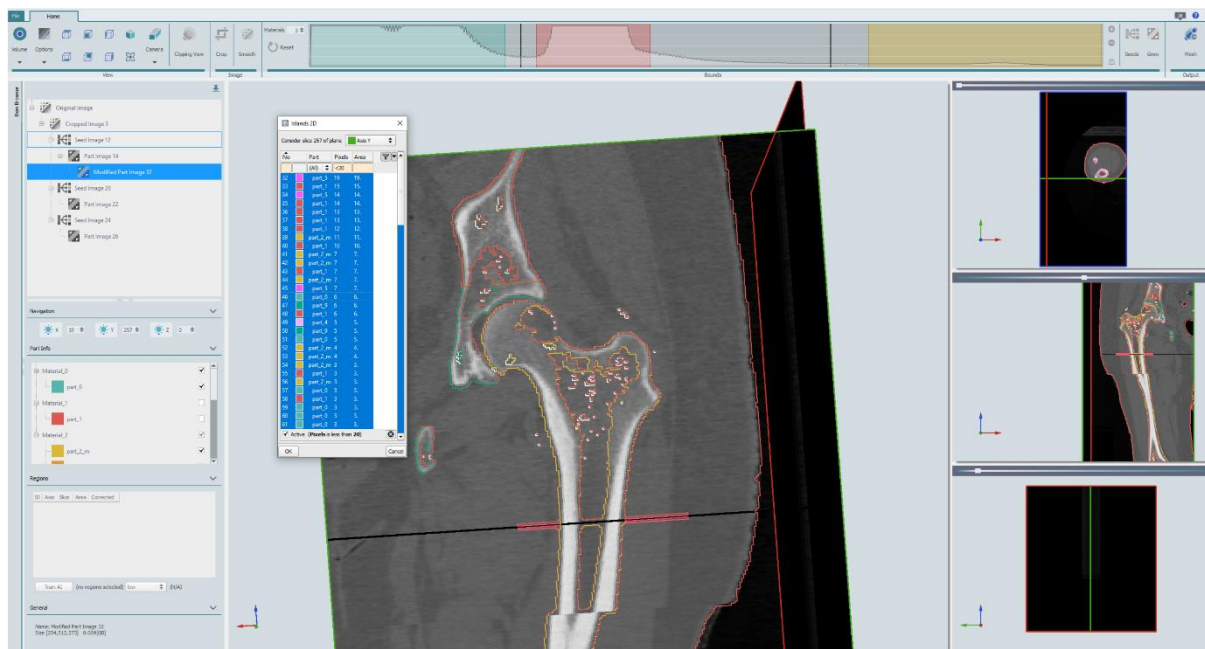
Obrázek 29: Segmentace pomocí umělé inteligence: napravení chyb

## 6.4 Dodatečné úpravy

Pro vytvoření nejvíce relevantního modelu geometrie je vhodné použít segmentaci pomocí umělé inteligence a poté separovat požadovanou část materiálu od ostatních pomocí manuální segmentace. Tyto operace však většinou nestačí k dokonalému výsledku. Proto program RETOMO disponuje také funkcemi pro dodatečnou úpravu.

### 6.4.1 Islands

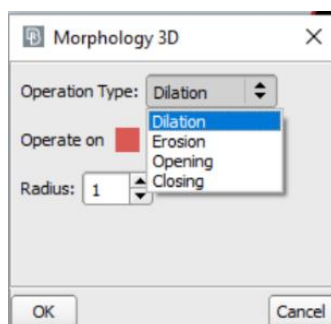
Funkční volba „Islands“ slouží k eliminaci nesprávně klasifikovaných voxelů vyskytujících se samostatně v jiném materiálu, tedy obklopených voxely jiných intenzit [29]. Tato volba je dostupná kliknutím pravým tlačítkem myši na prvek „Part Image“ nebo „Modified Part Image“ [29]. Uživatel může zvolit, zda bude aplikována na jednu rovinu (Islands 2D) nebo na celý objekt (Islands). Po provedené volbě se objeví okno obsahující skupiny voxelů, popsanych množstvím voxelů v dané skupině a materiálem, ke kterému patří. V tomto okně je dostupný filtr sloužící k zobrazení skupin buď s určitým, anebo s menším než uživatelem zadaným počtem voxelů. Zobrazené skupiny voxelů se v 3D zobrazení zvýrazní. Tento výběr voxelů se poté sloučí s okolními voxely stejných intenzit. Toto bude realizováno pomocí kliknutí pravým tlačítkem na myši do oblasti seznamu skupin stejných voxelů a výběrem funkční volby „Merge with surrounding“ [29]. Následně bude v 3D pohledu zobrazeno správné přiřazení jednotlivých opravovaných voxelů. V případě, že bude uživatel s přiřazením spokojen potvrdí tuto operaci tlačítkem „OK“. Následně vznikne v prvkovém stromu nový prvek „Modified Part Image“ obsahující tuto úpravu [29]. Na obrázku 30 je zobrazen výběr nesprávně klasifikovaných skupin s menším počtem než 20 voxelů při použití funkční volby „Islands“.



Obrázek 30: Použití funkční volby Islands

## 6.4.2 Morphological filtering

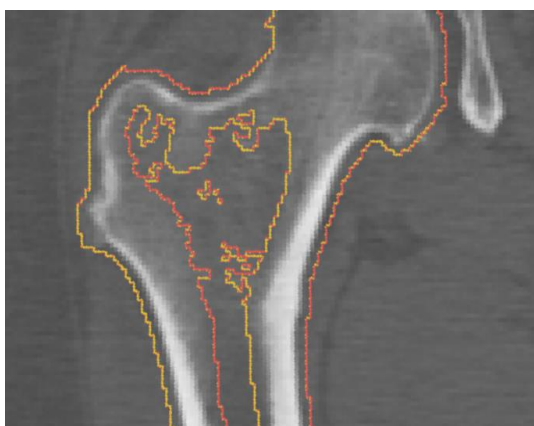
„Morphological filtering“ je funkční volba sloužící k úpravě nedokonalostí vzniklých při segmentaci, převážně v hraničních oblastech mezi jednotlivými materiály [29]. Tato volba je dostupná pouze pro jednotlivou část materiálu. Její vyvolání uživatelem je realizováno pomocí kliknutí pravým tlačítkem myši na část materiálu a výběrem volby „Morphological filtering of part“ [29]. Poté bude zobrazeno dialogové okno pro výběr operace a volby vlivu jejího účinku pomocí parametru *radius*, který určuje počet plošných povrchových vrstev voxelů vytvářených, popřípadě odebíraných na povrchu části materiálu (Obrázek 31). Funkční volba umožňuje 4 operace: „Dilation“, „Erosion“, „Opening“, „Closing“.



Obrázek 31: MF-okno pro výběr

### Dilation

Tato operace přidá jednu nebo více plošných vrstev voxelů na povrch zájmové části materiálu, a to přepsáním stávajících nekorektně identifikovaných voxelů [29]. Na následujících obrázcích je zobrazen stav před (Obrázek 33) a po (Obrázek 32) aplikaci operace „Dilation“. Na obou obrázcích je použita tato operace na části měkká tkáň, přičemž operací rozšířené a vyhlazené oblasti na hranicích jednotlivých částí materiálu již lépe odpovídají vstupním CT datům.



Obrázek 33: Před operací Dilatation

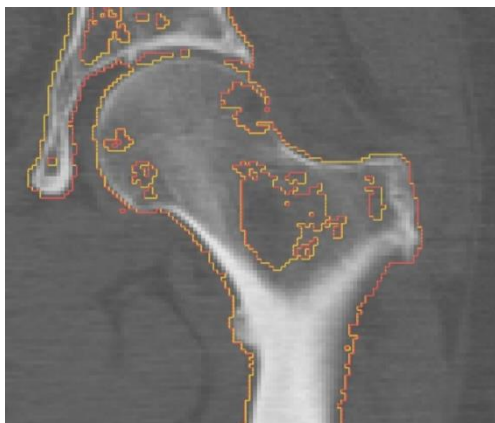


Obrázek 32: Po operaci Dilatation

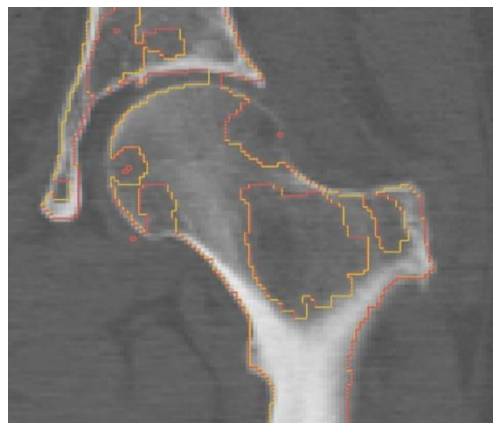
### Erosion

Tato operace odstraňuje jednu nebo více plošných vrstev voxelů z povrchu zájmové části materiálu [29]. Takto vzniklé objemy jsou zaplněny voxely shodnými s voxely okolních částí materiálu [29]. Operace „Erosion“ je provedena na části materiálu kosti a zobrazena na obrázcích 34 (před provedením operace) a 35 (po

provedení operace). Na těchto obrázcích lze pozorovat, že hranice materiálů lépe odpovídají CT snímkům, avšak zde vznikly nežádoucí díry na povrchu kosti.



Obrázek 35: Před operací Erosion



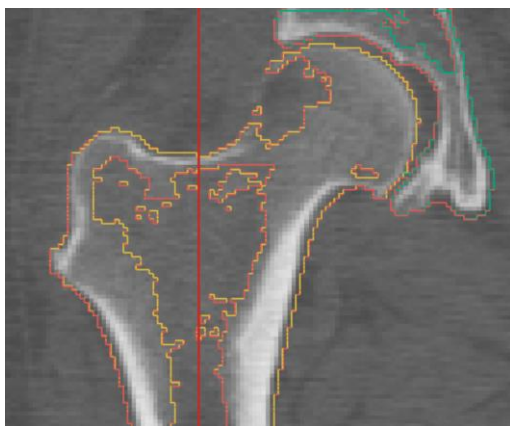
Obrázek 34: Po operaci Erosion

### Opening

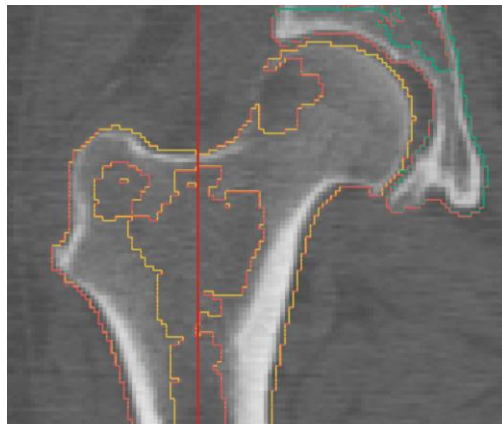
Tato operace postupně provádí erozní a dilatační operace popsané výše [29]. Cílem je odstranění tenkých struktur voxelů a izolovaných voxelů [29].

### Closing

Operace „Closing“ provádí postupně dilatační a erozní operace [29]. Cílem je odstranění malých bublin, tedy jednoho či shluku odlišných voxelů cizích částí ze zájmové části materiálu [29]. Na následujících obrázcích je zobrazen stav před (Obrázek 37) a po (Obrázek 36) operaci. Z obrázku je patrné, jak se bubliny materiálu uzavřely, popřípadě zcela odstranily.



Obrázek 37: Před operací Closing

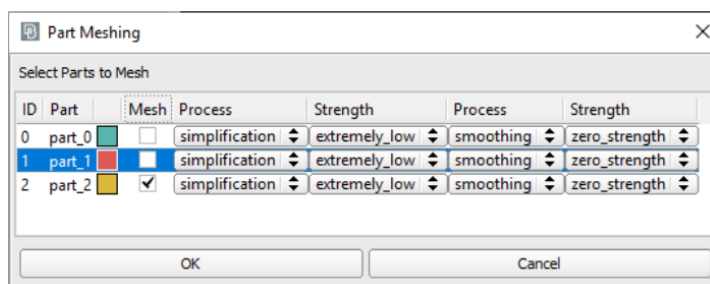


Obrázek 36: Po operaci Closing

## 6.5 Generování povrchové sítě modelu

Po úspěšné segmentaci všech voxelů může uživatel generovat povrchový model geometrie skenovaného objektu, a to pro každou část materiálu zvlášť [29]. Také je možné vygenerovat síť konečných prvků [29]. Tohle lze provést pomocí funkční volby „Mesh“. Užití volby otevře dialogové okno pro určení částí materiálů, které budou generovány (Obrázek 38) [29]. Při vytváření povrchové sítě lze aplikovat funkční volby zjednodušení a vyhlazení.





Obrázek 38: Meshing-dialogové okno pro výběr

Po potvrzení stisknutím „OK“ je zobrazeno dialogové okno s informacemi o umístění a názvu vytvořených souborů \*.obj. Uživatel může kopírovat vzniklé soubory modelů přímo z adresáře projektu. Vhodnějším způsobem je však exportovat vytvořený soubor kliknutím pravým tlačítkem myši na položku v oblasti „Mesh Info“ a zvolit funkční volbu „Export“.

Těchto modelů lze generovat neomezený počet. Pro jejich vzájemné srovnání lze současně zobrazovat více povrchových sítí s odlišnými úpravami. V dialogovém okně na obrázku 38 je možné nastavit úroveň daných procesů, avšak bez přesnější kvantifikace. Na obrázku 39 jsou vyobrazeny femury s odlišnými úrovněmi zjednodušení a vyhlazení. Zprava je vidět zjednodušení i vyhlazení extrémně nízké, zjednodušení i vyhlazení střední a zjednodušení i vyhlazení velmi silné.

### Simplification (Zjednodušení)

Definuje, jak bude generovaná síť zjednodušená [29]. S rostoucím zjednodušením budou velikostně narůstat také povrchové prvky sítě. To bude mít za následek větší nepřesnost povrchu modelu, avšak výrazné zmenšení velikosti jeho datového souboru.

### Smoothing (Vyhlazení)

Tato volba vyhladí generovanou síť [29]. Nadměrné použití však může způsobit nežádoucí odchylky od původní geometrie modelu viditelné na obrázku 39.



Obrázek 39: femury s odlišnými úrovněmi zjednodušení a vyhlazení

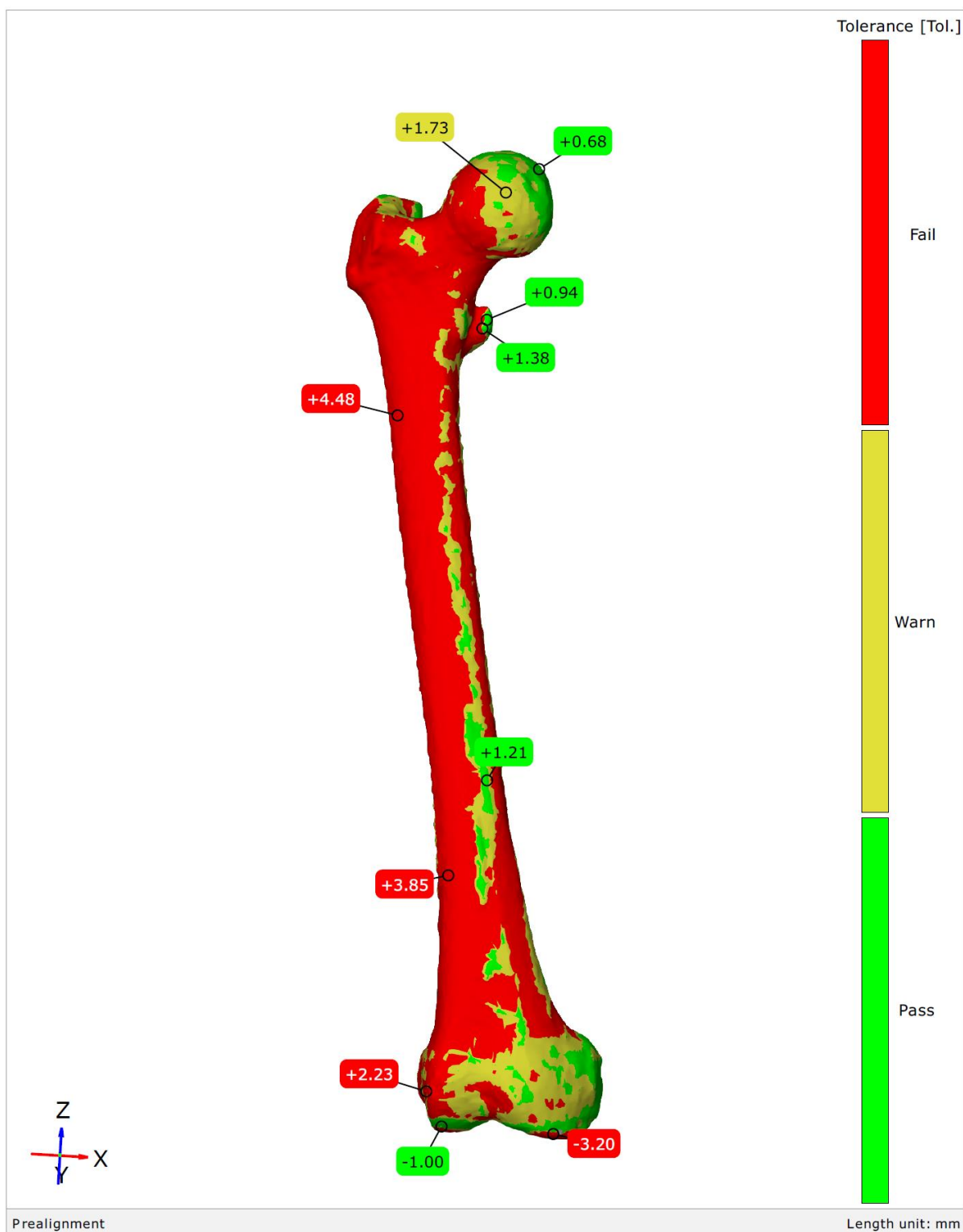
## 7 Analýza odchylek modelů geometrie v programu GOM Inspect

Pomocí bezplatného inspekčního programu GOM Inspect (GOM, Braunschweig Germany) byla provedena analýza odchylek 3D geometrie modelu femuru, přičemž analyzovaná data byla vytvořena pomocí manuální segmentace, segmentace pomocí umělé inteligence a použitím programu STL Model Creator.

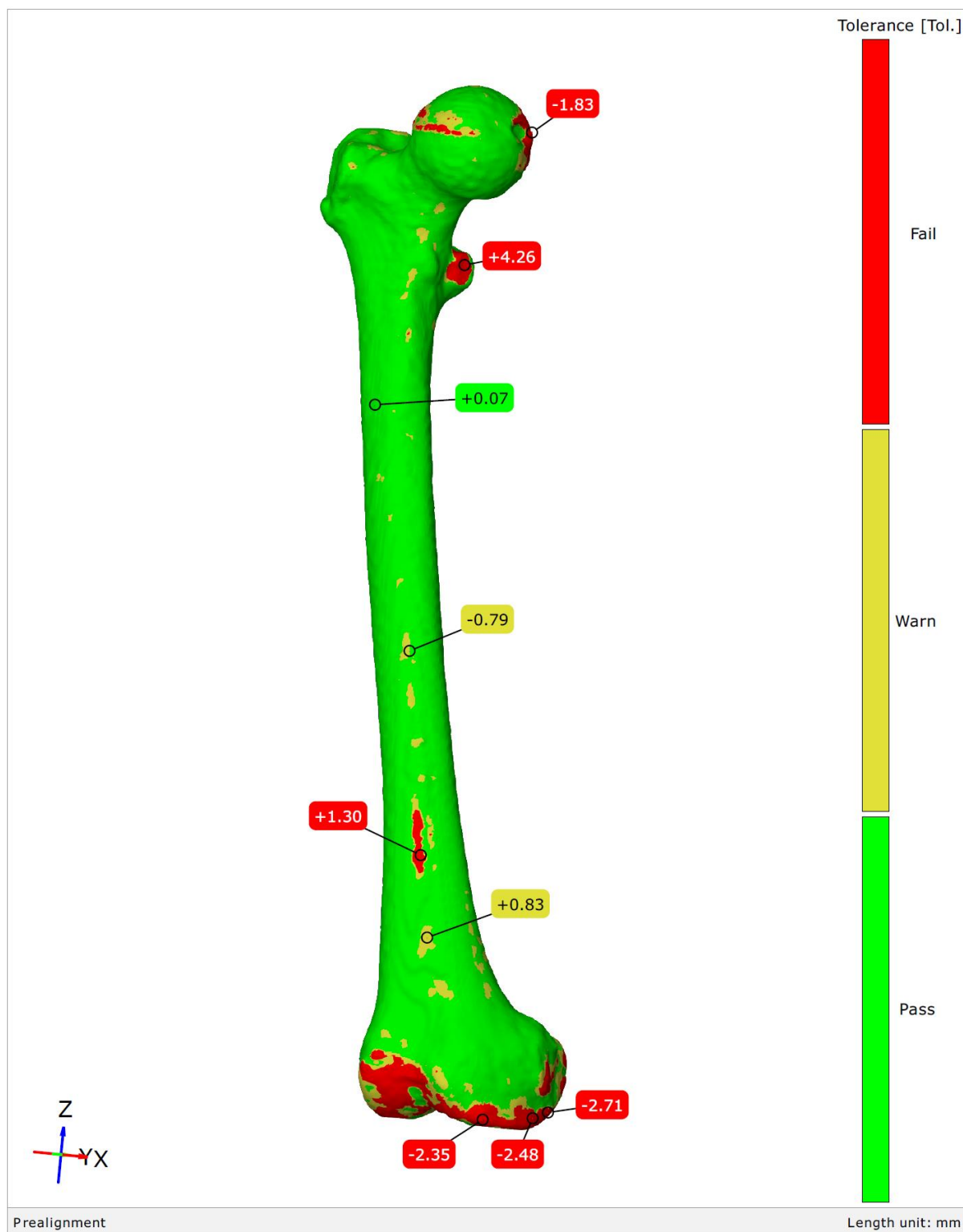
Z hlediska druhu segmentace je z obrázku 40 patrné, že model geometrie vytvořený pomocí manuální segmentace je objemnější než model vytvořený za pomoci umělé inteligence. Největší geometrická odchylka obou navzájem analyzovaných modelů byla vyhodnocena jako 4.48 mm. Vpravo na obrázku je zobrazena barevná škála, která znázorňuje toleranci odchylky modelu získaného pomocí manuální segmentace. Tato tolerance byla nastavena na 2 mm. Veškeré povrchové plochy zobrazené červenou barvou jsou mimo zadanou hodnotu odchylky, a proto budou vyhodnoceny jako „Fail“.

Druhým srovnáním byla provedena analýza modelu geometrie femuru, vytvořeného v programu STL Model Creator a modelu geometrie femuru vytvořeného pomocí segmentace s umělou inteligencí v programu RETOMO. Z obrázku 41 je patrné, že největší odchylka geometrie obou analyzovaných byla vyhodnocena hodnotou 4.26 mm. Tolerance vzájemné geometrické odchylky obou případů byla v tomto případě nastavena na 1 mm. Červeně označené oblasti na obrázku 33 nespádají do zadané tolerance.

Z obrázků obou provedených analýz je patrné, že femur vytvořený pomocí segmentace s umělou inteligencí v programu RETOMO kvalitně srovnatelný s modelem vytvořeným v programu STL Model Creator, avšak model geometrie vytvořený pomocí manuální segmentace vykazuje vůči oběma předchozím modelům výrazně větší odchylky od původních CT dat. Lepších výsledků pomocí manuální segmentace by bylo možné docílit pouze s významně větší časovou náročností.



Obrázek 40: Srovnání segmentace umělé inteligence s manuální segmentací

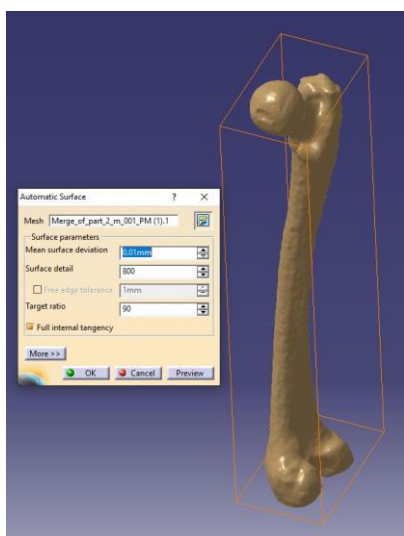


Obrázek 41: Srovnání modelů geometrie z programů STL Model Creator a RETOMO



## 8 Příprava modelu geometrie k tvorbě výpočtového modelu

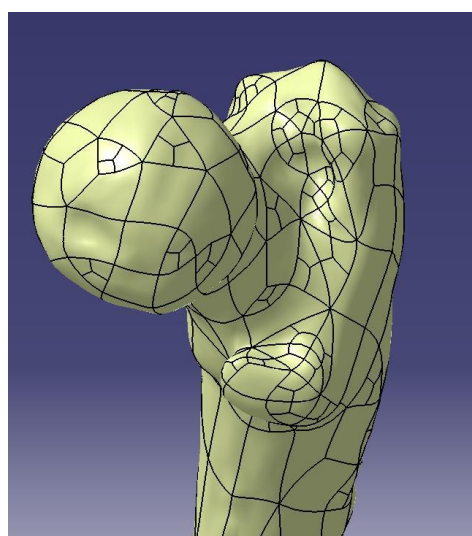
Pro přípravu modelu femuru importovaného z programu RETOMO byl použit 3D modelář CATIA (Dassault Systems, Vélizy-Villacoublay, France), ve kterém byla využita funkcionality automatické tvorby ploch (Obrázek 42). Takto upravený výsledný plošný model je zobrazen na obrázku 44. Plošný model byl následně převeden na model objemový a pro aplikace následných výpočtů byl rozdělen na několik částí. Objemu spodní část femuru a vnitřní části hlavy s krčkem femuru bude přiřazena houbovitá kostní tkáň. Tělu femuru a povrchovému skořepinovému objemu hlavy femuru bude přiřazena kortikální kost. Na hlavě femuru dále byla vytvořena plocha na hlavě femuru pro definici zatížení. Na obrázku 43 je zobrazený výsledný objemový model femuru, který byl vytvořen z povrchové plošné STL sítě. Takto vytvořený objemový model byl dále podroben strukturální analýze ve výpočtovém programu ANSYS.



Obrázek 42: Automatická tvorba ploch



Obrázek 44: Plošný model femuru



Obrázek 43: Výsledný objemový model femuru

## 9 Výpočtové modelování

Výpočtový model pro posouzení deformačně napěťových stavů a provedení srovnávací analýzy různých geometrií femuru je se skládá z dílčích modelů: modelu geometrie, modelu vazeb a zatížení a modelu materiálu. Tvorba modelu geometrie byla detailně popsána v předchozích kapitolách.

Srovnávací analýza byla provedena pro tři různé modely geometrie femurů. První model femuru byl vytvořen pomocí programu STL Model Creator. Druhý a třetí model femuru byl vytvořen v programu RETOMO s tím, že druhý pomocí manuální segmentace a třetí pomocí segmentace s umělou inteligencí a s dodatečnými úpravami pomocí manuální segmentace.

### 9.1 Model vazeb - okrajové podmínky

Z důvodu provedení srovnávací analýzy byly zadány okrajové podmínky stejně u všech výpočtových modelů a vycházející ze studií „*Nonlinear voxel-based finite element model for strength assessment of healthy and metastatic proximal femurs*“ [32], „*Implementation of boundary conditions in modeling the femur is critical for the evaluation of distal intramedullary nailing*“ [33]. Na plochu hlavy femuru bylo aplikováno silové zatížení 1500 N. Na plochy spodní části femuru byla použita vazba, která zamezuje posuvům a natočení. Tyto okrajové podmínky jsou zobrazené na obrázku 45.



Obrázek 45: Okrajové podmínky

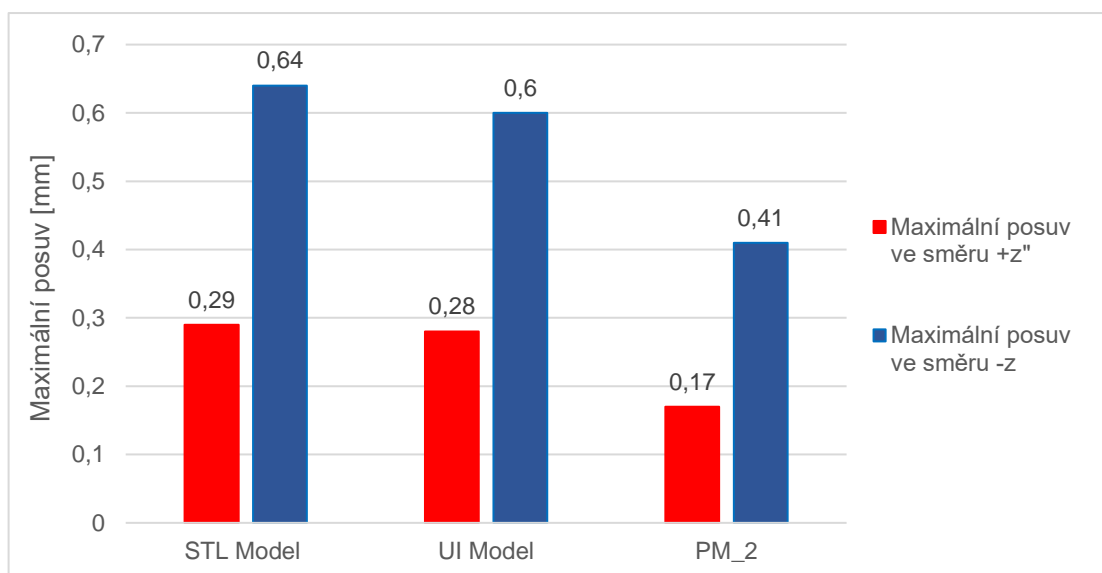
### 9.2 Materiálové charakteristiky

Model materiálu je vybrán pro kostní tkáň kortikální a spongiózní z literatury [32], [33]. Pro řešení byl použit model materiálu homogenní, izotropní a lineárně pružný: kortikální kostní tkáň s modulem pružnosti  $E = 20 \text{ GPa}$  a Poissonovou konstantou  $\mu = 0,3$  a spongiózní kostní tkáň s modulem pružnosti  $E = 3 \text{ GPa}$  a Poissonovou konstantou  $\mu = 0,3$ .

## 10 Srovnávací deformačně-napěťová analýza

### 10.1 Posuvy ve směru osy z

Nejprve byla analyzována nejvýznamnější deformace ve směru osy z. Výsledné posuvy částí femurů jsou zobrazeny na obrázcích 46, 47, 48. U prvního modelu femuru (STL Model) byl zjištěn největší posuv 0,64 mm, u druhého modelu femuru (PM 2) 0,41 mm a u posledního femuru (UI Model) 0,6 mm. U femuru z programu STL Model Creator a femuru z programu RETOMO vytvořeného pomocí umělé inteligence byly určené posuvy téměř srovnatelné, a to se vzájemným rozdílem menším než 7 %. U modelu femuru vytvořeného manuální segmentací je rozdíl deformací v ose z přibližně 40 % vůči prvnímu modelu (STL Model). V grafu 1 jsou zobrazené výsledné hodnoty maximálních posuvů ve směru kladné a záporné osy z u všech tří variant modelů geometrie. Tento rozdíl lze přisuzovat podstatnému rozdílu modelu geometrie ve výpočtovém modelu prezentovaném v kapitole 7.

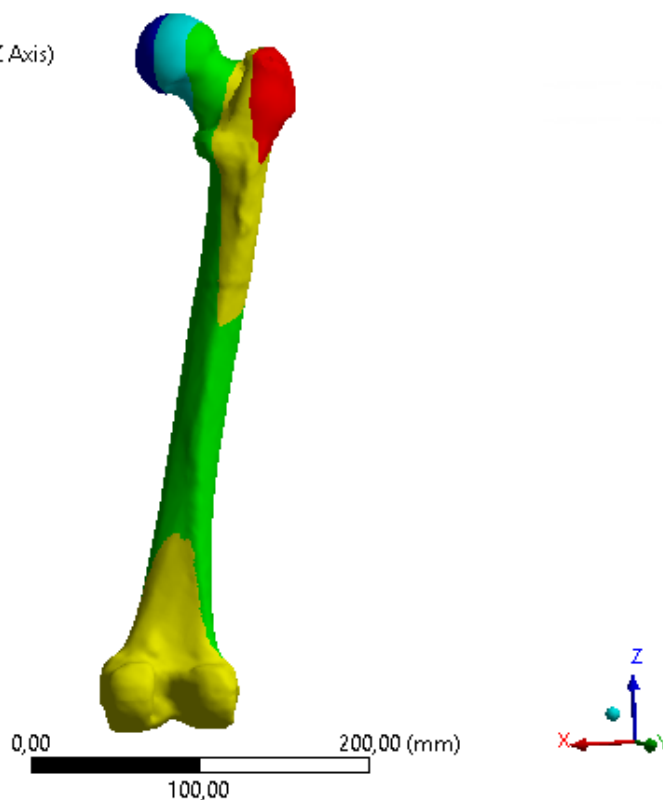


Graf 1: Porovnání maximálních posuvů v ose z

**A: STL\_model**

Directional Deformation  
Type: Directional Deformation(Z Axis)  
Unit: mm  
Global Coordinate System  
Time: 1  
15.04.2020 10:35

0,29428 Max  
0,17  
0  
-0,2  
-0,4  
-0,64062 Min

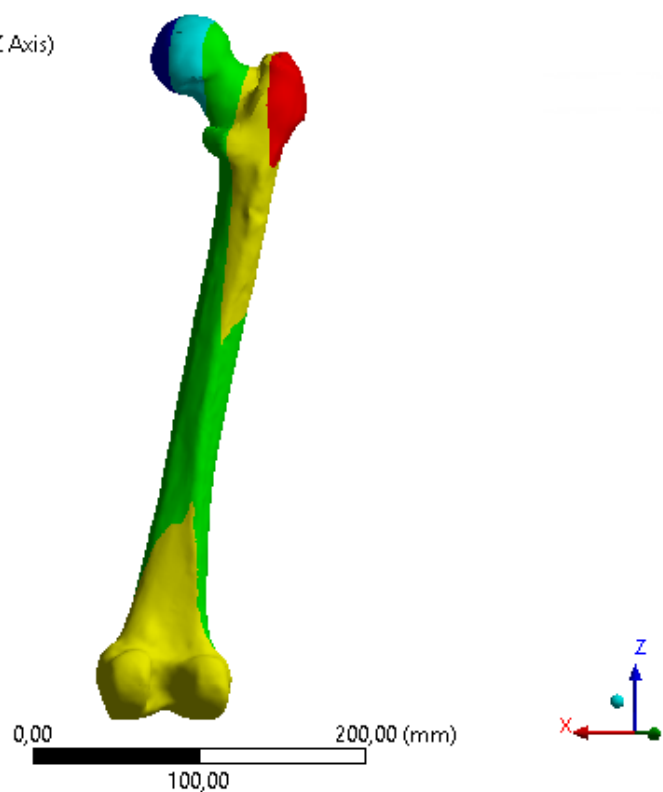


Obrázek 46: Deformace femuru z programu STL Model Creator

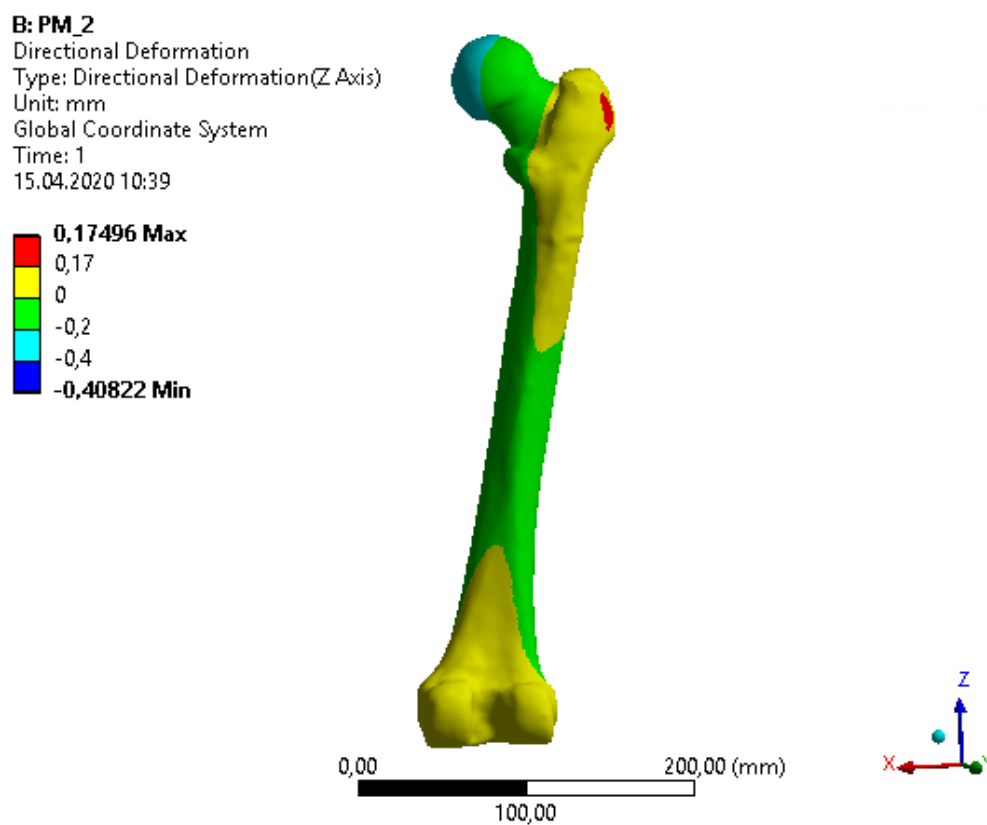
**C: Ulmodel**

Directional Deformation  
Type: Directional Deformation(Z Axis)  
Unit: mm  
Global Coordinate System  
Time: 1  
15.04.2020 10:42

0,28464 Max  
0,17  
0  
-0,2  
-0,4  
-0,59528 Min



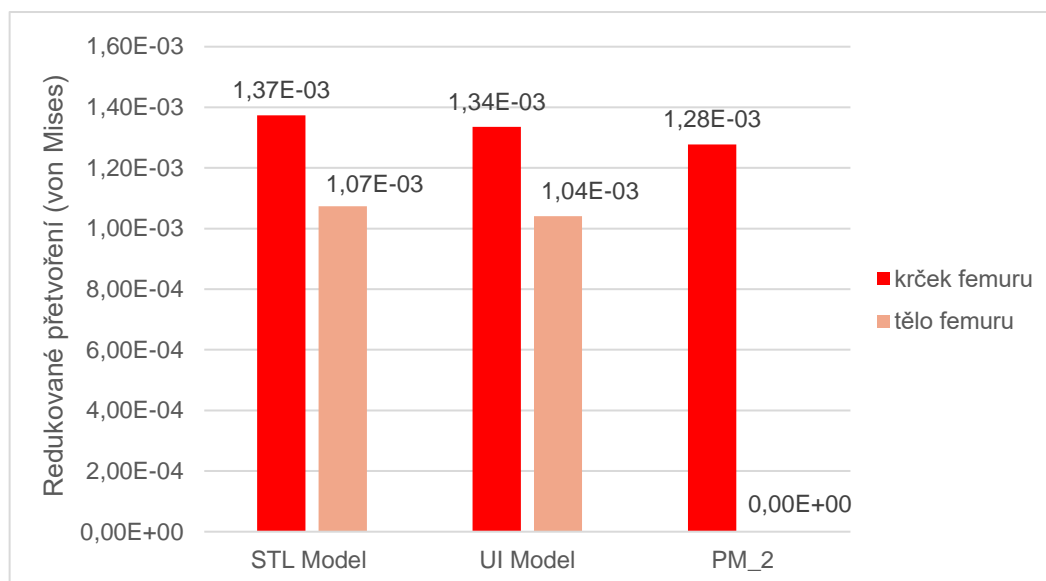
Obrázek 47: Deformace femuru vytvořeného pomocí segmentace s umělou inteligencí



Obrázek 48: Deformace femuru vytvořeného pomocí manuální segmentace

## 10.2 Redukované přetvoření (von Mises)

Hodnoty výsledného přetvoření femurů jsou v místě krčku ve všech případech srovnatelné. Pro porovnání nebezpečných míst jsou vybrány hodnoty z více zatěžovaných oblastí. V grafu 2 jsou porovnány vybrané hodnoty z nebezpečných míst femuru. Nejvíce nebezpečné místo je v oblasti krčku femuru. Tato červená oblast je přibližně stejně velká na femuru z programu STL Model Creator jako na femuru z programu RETOMO (s umělou inteligencí). Jako druhé více namáhané místo na femuru je v oblasti těla femuru. Toto místo se objevuje pouze u variant výpočtového modelu pro první dva modely geometrie. U modelu geometrie s manuální segmentací (PM\_2) je oblast více namáhaných míst výrazně menší než u předešlých modelů geometrie. Je to způsobené odchylkami geometrie modelu, který je mohutnější a má větší tloušťku stěn než původní CT data. Výsledné přetvoření modelů femuru je zobrazeno na obrázku 49 (STL Model), obr. 50 (PM\_2) a obr. 51 (UI Model).



Graf 2: Porovnání hodnoty přetvoření v nebezpečných místech

**A: STL\_model**

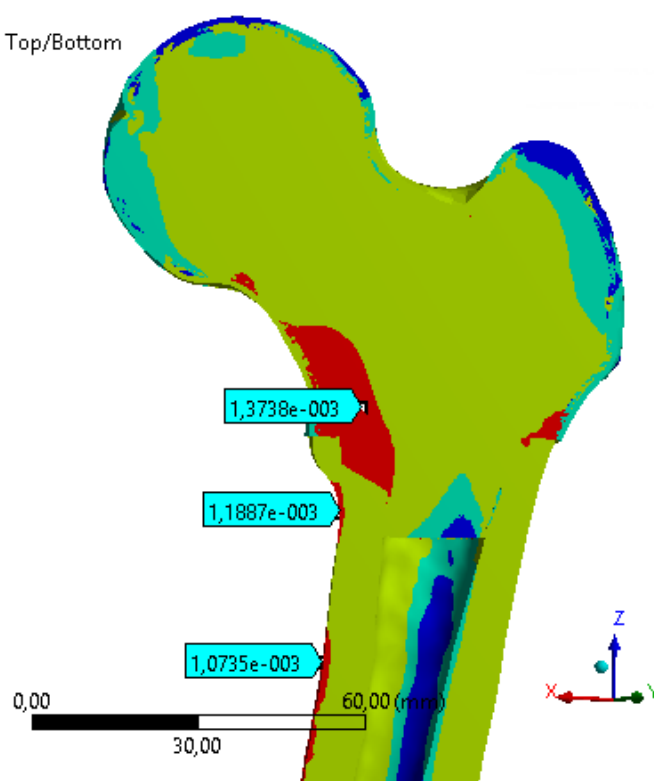
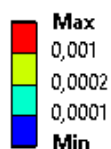
Equivalent Elastic Strain

Type: Equivalent Elastic Strain - Top/Bottom

Unit: mm/mm

Time: 1

15.04.2020 11:34



Obrázek 50: Přetvoření modelu femuru vytvořeného v programu STL Model Creator

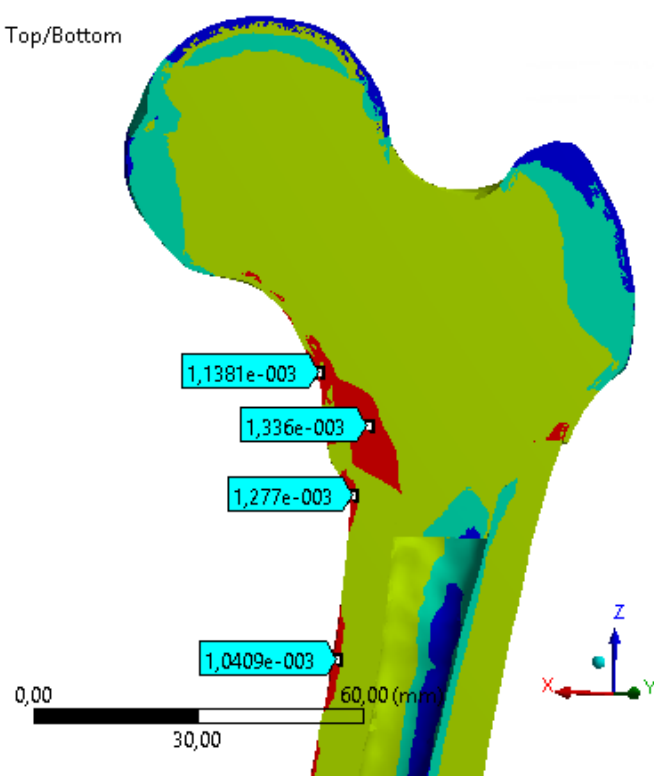
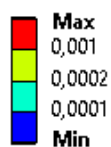
**C: Ulmodel**

Equivalent Elastic Strain

Type: Equivalent Elastic Strain - Top/Bottom

Unit: mm/mm

Time: 1



Obrázek 49: Přetvoření modelu femuru vytvořeného pomocí segmentace s umělou inteligencí



B: PM\_2

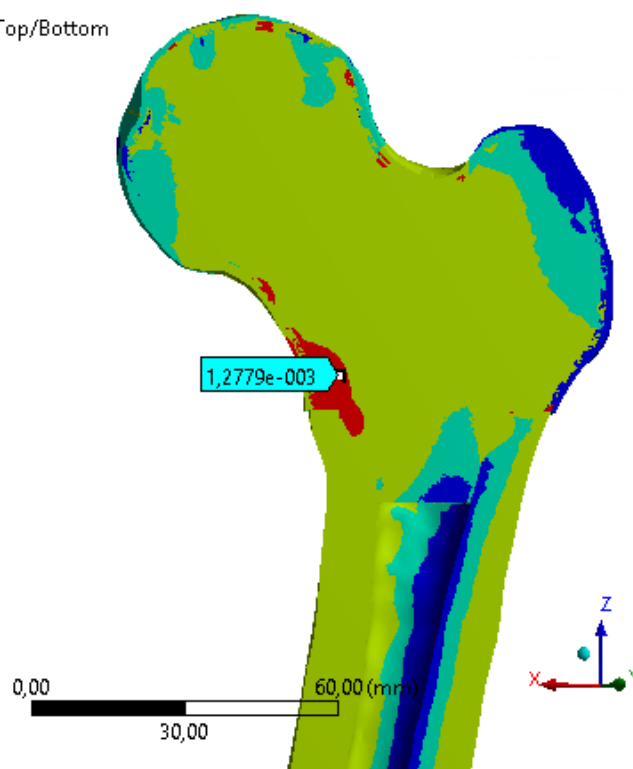
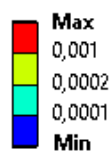
Equivalent Elastic Strain

Type: Equivalent Elastic Strain - Top/Bottom

Unit: mm/mm

Time: 1

15.04.2020 11:13



Obrázek 51: Přetvoření modelu femuru vytvořeného pomocí manuální segmentace

## 11 Závěr

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou spadající do oblasti svalově kosterní biomechaniky.

Prvním cílem byla obecná rešerše v současnosti používaných programů pro tvorbu modelů geometrie v oboru mechaniky z CT dat. Pro tuto rešerši byly vybrány programy 3D Slicer, Materialise Mimics, Amira, Simpleware, 3D DOCTOR a STL Model Creator. Tyto programy byly v bakalářské práci obecně popsány, přičemž uvedené informace lze použít při výběru vhodného programu pro tvorbu modelu geometrie ze vstupních dat získaných z výpočetní tomografie.

Druhý cíl týkající se programu RETOMO, se člení na několik dílčích podcílů. Tyto byly zejména popis uživatelského prostředí, popis podstatných funkcionalit programu a vytvoření modelu geometrie. Tento popis je možné využít jako stručný metodický návod k použití programu. Při vytváření modelu geometrie je možné také uvést několik nedokonalostí programu RETOMO, které však také mohly být ovlivněny hardwarem použitého počítače, především výkonu jeho grafické karty a použitým procesorem. V první řadě se jedná o samotnou plynulost chodu programu. Při práci programem byly jeho odezvy častokrát nepřiměřeně dlouhé, v zobrazování vznikaly grafické chyby a procesy nahrávání či ukládání trvaly značnou dobu. Díky těmto těžkostem byla tvorba modelu geometrie v programu velmi časově náročná. Řešením by mohlo být využití pracovní stanice s výkonnějším hardwarem. Další nevýhodou, na kterou je možné poukázat je podporovaný export dat do formátu OBJ. V současné době používané softwary využívají obvykle datový formát STL. Na druhou stranu uživatelské prostředí programu RETOMO je velice intuitivní, přehledné a uživatelsky přívětivé, což ocení nejen noví uživatelé. Jako jednu z nevýhod však lze ještě uvést, že jsou součástí některých funkcí programu nevratné operace, což může při nepozornosti uživatele znamenat ztrátu provedené práce. Z uživatelského hlediska lze program ještě vytknout v oblasti manuální segmentace částečně problematický výběr oblastí pro segmentaci, a to konkrétně potvrzení kolečkem na myši pro uzavření výběru z důvodu snadné záměny kolečka s levým tlačítkem na myši, které znamená přidání dalších bodů oblasti.

V popisovaném programu byly vytvořeny dva modely geometrie femuru. První model femuru byl vytvořen pomocí funkce manuální segmentace a druhý pomocí funkce segmentace s umělou inteligencí. 3D geometrie těchto modelů byla vzájemně srovnána a poté srovnána i s modelem femuru vytvořeným v programu STL Model Creator, dodaného vedoucím práce. Z této analýzy odchylek provedené v programu GOM Inspect je zřejmé, že model geometrie femuru vytvořený pouze pomocí manuální segmentace měl nejvyšší odchylky od ostatních dvou modelů geometrie. Z výsledků analýzy odchylek modelu geometrie vytvořeného v programu RETOMO za pomoci segmentace s umělou inteligencí a modelu geometrie vytvořeného v programu STL Model Creator vyplývá, že výsledné odchylky geometrie obou modelů femuru se v tomto případě příliš neliší.

Dalším cílem práce bylo využití vytvořených modelů geometrie femuru pro tvorbu výpočtových modelů a provedení deformační a napěťové analýzy v prostředí programu ANSYS. Pro tento účel byly v programu zvoleny takové okrajové podmínky, aby byly na všech analyzovaných modelech femuru co nejvíce shodné.

Posledním cílem práce byla deformační a napěťová analýza a srovnávací analýza výpočtových modelů femuru v prostředí programu ANSYS. Z výsledků deformace všech tří analyzovaných modelů vyplívají stejné závěry jako z výsledků odchylek geometrie. A to, že geometrie modelu vytvořeného pouze pomocí manuální segmentace měl největší rozdíly vůči ostatním modelům geometrie. Výsledky ukazují, že nejvyšší ekvivalentní HMM přetvoření je u všech modelů v oblasti krčku femuru.

Všechny cíle práce byly splněny.

## 12 Seznam použitých zdrojů

- [1] PETRUŠKA, prof. Ing. Jindřich. *MKP v inženýrských výpočtech* [online]. In: . s. 112 [cit. 2020-03-19]. Dostupné z: <http://www.umt.fme.vutbr.cz/images/opory/MKP%20v%20inzenyrskych%20vypoctech/RIV.pdf>
- [2] Počítačová tomografie - CT. *Mojemedicina* [online]. 2017 [cit. 2020-03-21]. Dostupné z: <https://www.mojemedicina.cz/pruvodce-pacienta/vysetrovaci-metody/pocitacova-tomografie-ct.html>
- [3] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902-8961-4.
- [4] BENEŠ, Jiří, Pravoslav STRÁNSKÝ a František VÍTEK. *Základy lékařské biofyziky*. 2., přeprac. vyd. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1386-4.
- [5] NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1152-4.
- [6] Philips Computed Tomography. In: *Philips* [online]. [cit. 2020-03-21]. Dostupné z: <https://www.philips.cz/healthcare/product/HCNOCTN193/ingenuity-ct-scanners>
- [7] *3D slicer* [online]. [cit. 2020-03-21]. Dostupné z: <https://www.slicer.org>
- [8] KRATOCHVÍLOVÁ, Hana. *Analýza využití programu 3D slicer pro výpočtové modelování v biomechanice*. Brno, 2019. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/116340>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Petr Vosynek.
- [9] GERMAIN, Adriaan. *3Dslicer*. Brev Publishing, 2011. ISBN 6136666464.
- [10] PIEPER, Steve, William LORENSEN, William SCHROEDER a Ron KIKINIS. *The NA-MIC Kit: ITK, VTK, pipelines, grids and 3D slicer as an open platform for the Medical Image Computing Community*. 2006. DOI 10.1109.
- [11] 3D slicer. In: *Blog.kitware* [online]. [cit. 2020-03-21]. Dostupné z: <https://aws1.discourse-cdn.com/standard17/uploads/slicer/original/2X/8/84fe95245d8df4542b1d2ae83ac40e50402b8f96.jpeg>
- [12] *Materialise* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.materialise.com/en>
- [13] In: *3dprintingindustry* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://3dprintingindustry.com/wp-content/uploads/2018/03/CT-images-viewed-in-Materialises-Mimics-software.-Image-via-Materialise..jpg>
- [14] MIMICS INNOVATION SUITE 21 | Benefits for Orthopedic and Cranio-maxillofacial Applications. In: *Youtube* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=txFR0yOpOiw>
- [15] GELAUE, VANDER SLOTEN a LAUWERS. *Accuracy assessment of CT-based outer surface femur meshes* [online]. *Computer Aided Surgery*, 2008, , 188-199 [cit. 2020-03-23]. DOI: 10.3109.
- [16] Amira-Avizo Software. *Thermofisher scientific* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.thermofisher.com/cz/en/home/industrial/electron-microscopy/electron-microscopy-instruments-workflow-solutions/3d-visualization-analysis-software/3d-visualization-analysis-software-resource-center/amira-avizo-software-system-requirements.html>

- [17] *Amira Software for Life & Biomedical Sciences: brochure amira software* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://assets.thermofisher.com/TFS-Assets/MSD/brochures/brochure-amira-software.pdf>
- [18] In: *Photos prnewswire* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <http://photos.prnewswire.com/prnfull/20160414/355525?p=publish>
- [19] Simpleware Software Solutions. *Synopsys* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.synopsys.com/simpleware.html>
- [20] Synopsys Simpleware Software. In: *Twitter* [online]. 2018 [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: [https://twitter.com/simpleware\\_snps/status/998864747863912448](https://twitter.com/simpleware_snps/status/998864747863912448)
- [21] 3D-Doctor: Able Software Corporation. *Solidworks* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.solidworks.com/partner-product/3d-doctor>
- [22] 3D-Doctor. *Seminaronly* [online]. 20.02.2020 [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.seminaronly.com/computer%20science/3D-doctor-seminar-report-ppt.php>
- [23] 3D-Doctor. *Ablesw* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <http://www.ablesw.com/3d-doctor/3ddoctor.html>
- [24] 3D-Doctor. In: *3d-doctor* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <http://www.3d-doctor.com/volpelvt.jpg>
- [25] STL Model Creator. *Biomechanika 2* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: [http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com\\_content&view=article&id=59&Itemid=62&lang=cs](http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=59&Itemid=62&lang=cs)
- [26] *BETA CAE Systems* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.beta-cae.com/>
- [27] Retomo. *BETA CAE Systems* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.beta-cae.com/retomo.htm>
- [28] Supported platforms and minimum hardware requirements. In: *BETA CAE Systems* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: [https://www.beta-cae.com/pdf/system\\_requirements.pdf](https://www.beta-cae.com/pdf/system_requirements.pdf)
- [29] Retomo: User's Guide. In: *BETA CAE Systems* [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://www.beta-cae.com/downloads.htm>
- [30] JURÁK, Martin. *Odstranění šumu z obrazu*. Brno, 2013. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. David Bařina, Ph.D.
- [31] VŠETIČKA, Václav. *Digitální filtry pro obrazová data*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Petr Číka, Ph.D.
- [32] SAS, Amelie, Nicholas OHS, Esther TANCK a HARRY VAN LENTHE. *Nonlinear voxel-based finite element model for strength assessment of healthy and metastatic proximal femurs* [online]. Červen 2020 [cit. 2020-04-20]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.bonr.2020.100263>
- [33] BAYOGLU, Riza a A.Fethi OKYAR. *Implementation of boundary conditions in modeling the femur is critical for the evaluation of distal intramedullary nailing* [online]. Istanbul34755,Turkey: ElsevierLtd, Srpen 2015 [cit. 2020-04-20]. Dostupné z: [www.elsevier.com/locate/medengph](http://www.elsevier.com/locate/medengph)
- [34] *University of Iowa Health Care* [online]. [cit. 2020-05-31]. Dostupné z: <https://medicine.uiowa.edu/mri/facility-resources/images/visible-human-project-ct-datasets>

## 13 Seznam obrázků

OBRÁZEK 1: TOMOGRAF [6] .....	11
OBRÁZEK 2: PRACOVNÍ PROSTŘEDÍ PROGRAMU 3D SLICER [11] .....	13
OBRÁZEK 3: PRACOVNÍ PROSTŘEDÍ PROGRAMU MIMICS [13] .....	15
OBRÁZEK 4: PRACOVNÍ PROSTŘEDÍ PROGRAMU AMIRA [18] .....	16
OBRÁZEK 5: PRACOVNÍ PROSTŘEDÍ PROGRAMU SIMPLOWARE[20] .....	17
OBRÁZEK 6: PRACOVNÍ PROSTŘEDÍ PROGRAMU 3D DOCTOR [24] .....	18
OBRÁZEK 7: PRACOVNÍ PROSTŘEDÍ PROGRAMU STL MODEL CREATOR .....	19
OBRÁZEK 8: PRACOVNÍ PROSTŘEDÍ PROGRAMU RETOMO .....	21
OBRÁZEK 9: ITEM BROWSER [29] .....	22
OBRÁZEK 10: PŘEDNASTAVENÉ POHLEDY [29] .....	22
OBRÁZEK 11: ZÁKLADNÍ TYPY VIZUALIZACE .....	23
OBRÁZEK 12: ZOBRAZENÍ POMOCÍ FUNKCE OPTIONS .....	23
OBRÁZEK 13: TYPY FILTRŮ K ODSTRANĚNÍ ŠUMU .....	24
OBRÁZEK 14: FUNKCE CROP .....	26
OBRÁZEK 15: HISTOGRAM .....	26
OBRÁZEK 16: PŘÍKLADY UMÍSTĚNÍ HRANIC MEZI MATERIÁLY BILATERÁLNÍ .....	27
OBRÁZEK 17: TABULKA ODPOVÍDAJÍCÍ HISTOGRAMU .....	27
OBRÁZEK 18: NÁSTROJE K MANUÁLNÍ SEGMENTACI [29] .....	28
OBRÁZEK 19: TVORBA NOVÉ ČÁSTI MATERIÁLU-PART_3 .....	28
OBRÁZEK 20: MANUÁLNÍ SEGMENTACE .....	28
OBRÁZEK 21: MANUÁLNÍ SEGMENTACE-VYTVOŘENÍ OBLASTI .....	29
OBRÁZEK 22: MANUÁLNÍ SEGMENTACE-POSUV V ROVINÁCH A POTVRZENÍ .....	29
OBRÁZEK 23: MANUÁLNÍ SEGMENTACE-CELÝ FEMUR .....	30
OBRÁZEK 24: PROCES SEGMENTACE POMOCÍ UMĚLÉ INTELIGENCE .....	30
OBRÁZEK 25: UMĚLÁ INTELIGENCE-REGIONY .....	31
OBRÁZEK 26: TRÉNINK VYBRANÝCH OBLASTÍ .....	31
OBRÁZEK 27: OZNAČENÉ OBLASTI PRO TRÉNINK .....	32
OBRÁZEK 28: POUŽITÍ TRÉNOVANÝCH OBLASTÍ .....	32
OBRÁZEK 29: SEGMENTACE POMOCÍ UMĚLÉ INTELIGENCE: NAPRAVENÍ CHYB .....	33
OBRÁZEK 30: POUŽITÍ FUNKČNÍ VOLBY ISLANDS .....	34
OBRÁZEK 31: MF-OKNO PRO VÝBĚR .....	35
OBRÁZEK 32: PO OPERACI DILATATION .....	35
OBRÁZEK 33: PŘED OPERACÍ DILATATION .....	35
OBRÁZEK 34: PO OPERACI EROSION .....	36
OBRÁZEK 35: PŘED OPERACÍ EROSION .....	36
OBRÁZEK 36: PO OPERACI CLOSING .....	36
OBRÁZEK 37: PŘED OPERACÍ CLOSING .....	36
OBRÁZEK 38: MESHING-DIALOGOVÉ OKNO PRO VÝBĚR .....	37
OBRÁZEK 39: FEMURY S ODLIŠNÝMI ÚROVNĚMI ZJEDNODUŠENÍ A VYHLAZENÍ .....	37
OBRÁZEK 40: SROVNÁNÍ SEGMENTACE UMĚLÉ INTELIGENCE S MANUÁLNÍ SEGMENTACÍ ..	39
OBRÁZEK 41: SROVNÁNÍ MODELŮ GEOMETRIE Z PROGRAMŮ STL MODEL CREATOR A RETOMO .....	40
OBRÁZEK 42: AUTOMATICKÁ TVORBA PLOCH .....	41
OBRÁZEK 43: VÝSLEDNÝ OBJEMOVÝ MODEL FEMURU .....	41
OBRÁZEK 44: PLOŠNÝ MODEL FEMURU .....	41
OBRÁZEK 45: OKRAJOVÉ PODMÍNKY .....	42
OBRÁZEK 46: DEFORMACE FEMURU Z PROGRAMU STL MODEL CREATOR .....	44
OBRÁZEK 47: DEFORMACE FEMURU VYTVOŘENÉHO POMOCÍ SEGMENTACE S UMĚLOU INTELIGENCÍ .....	44
OBRÁZEK 48: DEFORMACE FEMURU VYTVOŘENÉHO POMOCÍ MANUÁLNÍ SEGMENTACE ....	45
OBRÁZEK 49: PŘETVOŘENÍ MODELU FEMURU VYTVOŘENÉHO POMOCÍ SEGMENTACE S UMĚLOU INTELIGENCÍ .....	47

OBRÁZEK 50: PŘETVOŘENÍ MODELU FEMURU VYTVOŘENÉHO V PROGRAMU STL MODEL CREATOR .....	47
OBRÁZEK 51: PŘETVOŘENÍ MODELU FEMURU VYTVOŘENÉHO POMOCÍ MANUÁLNÍ SEGMENTACE .....	48